

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-57009

(43) 公開日 平成11年(1999) 3月2日

(51) Int.Cl.<sup>5</sup>

識別記号

F I

A 6 1 M 16/16

A 6 1 M 16/16

A

審査請求 未請求 請求項の数118 O L 外国語出願 (全 90 頁)

(21) 出願番号 特願平10-170328

(22) 出願日 平成10年(1998) 6月17日

(31) 優先権主張番号 3 2 8 1 1 6

(32) 優先日 1997年 6月17日

(33) 優先権主張国 ニュー・ジーランド (NZ)

(31) 優先権主張番号 3 3 0 2 9 5

(32) 優先日 1998年 4月27日

(33) 優先権主張国 ニュー・ジーランド (NZ)

(71) 出願人 592060329

フィッシャー アンド ペイケル リミテ  
ィド

ニュージーランド国, オークランド, イー  
スト タマキ, スプリングス ロード 78

(72) 発明者 ルイス ジョージ グラドン

ニュージーランド国, オークランド, パパ  
トウトウ, キンプトン ロード 116

(72) 発明者 スティーブン ウィリアム マクフィー

ニュージーランド国, オークランド, セン  
ト ジョンズ, コールドハム クレセント  
2/55

(74) 代理人 弁理士 石田 敬 (外 4 名)

最終頁に続く

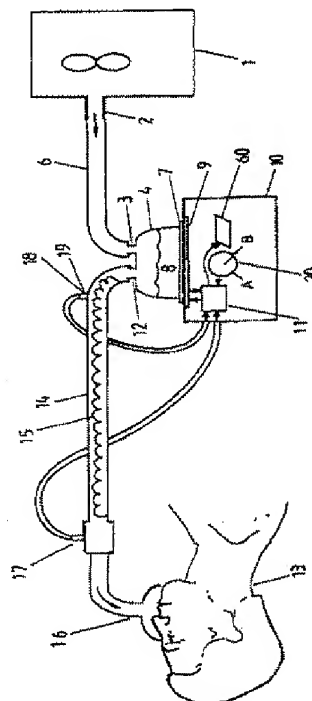
(54) 【発明の名称】 呼吸気加湿システム

(57) 【要約】

【課題】 加湿装置で使用される流量プローブを提供すること。

【解決手段】 流量プローブが、病院環境内で患者に供給される被加湿気体流のような被加湿気体流 (例えば、酸素気体、または、麻酔薬気体) の中に配置されるように適合されている。この流量プローブは、2つのセンサ (好ましくはサーミスタ) を備えることによって気体流の温度と流量の両方の検出を提供するように設計され、且つ、この流量プローブの形状と位置合わせが、センサ上の結露発生を低減させることによって、正確な測定を可能にする。所期湿度レベルで気体を患者に供給する加湿制御装置、もしくは、必要とされるユーザ入力を簡易化する加湿制御装置に流量センサが含まれる応用例、または、特定の恐らくは危険な条件を判定するために使用されることが可能な流量情報を流量センサが制御装置に供給する応用例のような、幾つかの可能な応用例が開示される。

図 5



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 被加湿気体流内に配置されるように適合させられているセンサプローブ手段であって、前記被加湿気体流に対して実質的に垂直である縦軸と検出端部とを有する、前記気体流内に配置されるように適合させられているセンサハウジング手段と、前記センサハウジング手段内において前記検出端部の位置にまたはその付近に收容されている検出手段と、液体凝縮物が前記センサハウジング手段の前記検出端部から消散することを可能にする表面を与える、前記センサハウジング手段から横方向に延在する少なくとも1つの突出タブ手段とを備えるセンサプローブ手段。

【請求項2】 前記センサプローブ手段が2つの前記突出タブ手段を備える、請求項1に記載のセンサプローブ手段。

【請求項3】 前記2つの突出タブ手段が前記センサハウジング手段の周りに互いに反対側に配置されている、請求項1または2に記載のセンサプローブ手段。

【請求項4】 前記少なくとも1つの突出タブ手段の各々が前記気体流に対して平行に位置合わせされている、請求項1または2に記載のセンサプローブ手段。

【請求項5】 液体凝縮物が前記センサハウジング手段と前記少なくとも1つの突出タブ手段との間の交差線に沿って消散させられ、局所的な低表面張力区域が前記交差線に沿って存在している、請求項1または2に記載のセンサプローブ手段。

【請求項6】 前記センサプローブ手段が、2つのセンサハウジング手段、即ち、温度センサハウジング手段と、流量センサハウジング手段とを備える、請求項1または2に記載のセンサプローブ手段。

【請求項7】 前記温度センサハウジング手段の前記検出手段と前記流量センサハウジング手段の前記検出手段の各々が、温度依存性抵抗からなる、請求項6に記載のセンサプローブ手段。

【請求項8】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段が、前記気体流の温度より高い予め決められた差分温度に時折り加熱され、前記予め決められた差分温度を維持するために前記流量センサハウジング手段の前記センサ手段によって必要とされる電力が前記気体の表示を与える、請求項6に記載のセンサプローブ手段。

【請求項9】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段が、前記流量センサハウジング手段の前記検出端部の位置にまたはその付近に露出させられており、一方、前記温度センサハウジング手段の前記検出手段が、前記温度センサハウジング手段の前記検出端部の位置でまたはその付近でカプセル封入されている、請求項6に記載のセンサプローブ手段。

【請求項10】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段によって生じさせられる熱が前記温度センサハウジング手段の前記検出手段に対して実質的に最小限の

影響しか与えないように、前記温度センサハウジング手段と前記流量センサハウジング手段とが前記気体流を横切って離間して配置されている、請求項6に記載のセンサプローブ手段。

【請求項11】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段によって生じさせられる熱が前記温度センサハウジング手段の前記検出手段に対して影響を与えないように、前記流量センサハウジング手段が前記温度センサハウジング手段の上流に配置されている、請求項6に記載のセンサプローブ手段。

【請求項12】 前記気体流が、少なくとも前記センサプローブ手段に隣接した領域内において、既知の横断面積の導管内を導かれ、且つ、前記センサプローブ手段を受容するように適合させられているセンサ進入口を備え、前記センサ進入口に固定位置決め凹みが備えられ、前記センサプローブ手段に相補的な固定位置決め歯が備えられ、前記気体流に対する前記温度センサハウジング手段と前記流量センサハウジング手段の位置決めが、前記位置決め凹みと前記位置決め歯との相互結合によって調整される、請求項1または2に記載のセンサプローブ手段。

【請求項13】 気体を必要とする患者または他の人間に対して供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置であって、

ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口とを有する加湿室手段と、

前記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合させられている、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、

前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿室手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、

前記気体流の流量を検出するように適合させられている流量プローブ手段と、

前記気体流の温度を検出するように適合させられている温度検出手段と、

前記気体流の所要温度をユーザが設定することを可能にするユーザ入力手段と、

前記流量プローブ手段、前記温度検出手段、及び、前記ユーザ入力手段からの入力を受け取り、且つ、前記所要温度に前記気体流を維持するために前記入力に応答して前記加熱手段を制御する制御手段とを備える加湿装置。

【請求項14】 前記温度検出手段からの前記入力と組み合わせられた前記流量プローブ手段からの前記入力、加湿装置が正常な動作状態にあるかどうか、または、異常な動作が発生したかどうかを前記制御手段が判定することを可能にする、請求項13に記載の加湿装置。

【請求項15】 前記流量プローブ手段が、

前記被加湿気体流に対して実質的に垂直な縦軸と検出端部とを有する、前記気体流内に配置されるように適合させられているセンサハウジング手段と、

前記センサハウジング手段内において前記検出端部の位置にまたはその付近に収容されている検出手段と、前記センサハウジング手段の前記検出端部から液体凝縮物が消散することを可能にする表面を与える、前記センサハウジング手段から横方向に延在する少なくとも1つの突出タブ手段とを備える、請求項13または14に記載の加湿装置。

【請求項16】 前記流量プローブ手段が2つの前記突出タブ手段を備える、請求項15に記載の加湿装置。

【請求項17】 前記2つの突出タブ手段が前記センサハウジング手段の周りに互いに反対側に配置されている、請求項15に記載の加湿装置。

【請求項18】 前記少なくとも1つの突出タブ手段の各々が前記気体流に対して平行に位置合わせされている、請求項15に記載の加湿装置。

【請求項19】 前記センサハウジング手段と前記少なくとも1つの突出タブ手段との間の交差線に沿って液体凝縮物が消散させられ、局所的な低表面張力区域が前記交差線に沿って存在している、請求項15に記載の加湿装置。

【請求項20】 前記流量プローブ手段が、2つのセンサハウジング手段、即ち、温度センサハウジング手段と流量センサハウジング手段とを備える、請求項15に記載の加湿装置。

【請求項21】 前記温度センサハウジング手段の前記検出手段と前記流量センサハウジング手段の前記検出手段の各々が、温度依存性抵抗器からなる、請求項20に記載の加湿装置。

【請求項22】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段が、前記気体流の温度より高い予め決められた差分温度に時折り加熱され、前記予め決められた差分温度を維持するために前記流量センサハウジング手段の前記センサ手段によって必要とされる電力が、前記気体の流量の表示を与える、請求項20に記載の加湿装置。

【請求項23】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段が前記流量センサハウジング手段の前記検出端部の位置にまたはその付近に露出させられており、一方、前記温度センサハウジング手段の前記検出手段が、前記温度センサハウジング手段の前記検出端部の位置でまたはその付近でカプセル封入されている、請求項20に記載の加湿装置。

【請求項24】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段によって生じさせられる熱が前記温度センサハウジング手段の前記検出手段に対して実質的に最小限の影響しか与えないように、前記温度センサハウジング手段と前記流量センサハウジング手段とが前記気体流を横切って離間して配置されている、請求項20に記載の加

湿装置。

【請求項25】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段によって生じさせられる熱が前記温度センサハウジング手段の前記検出手段に対して影響を与えないように、前記流量センサハウジング手段が前記温度センサハウジング手段の上流に配置されている、請求項20に記載の加湿装置。

【請求項26】 前記気体搬送経路手段が少なくとも前記流量プローブ手段に隣接した領域内において既知の横断面積を有し、且つ、前記流量プローブ手段を受容するように適合させられているセンサ進入口を備え、前記センサ進入口に固定位置決め凹みが備えられ、前記流量プローブ手段に相補的な固定位置決め歯が備えられ、前記気体流に対する前記温度センサハウジング手段と前記流量センサハウジング手段の位置決めが、前記位置決め凹みと前記位置決め歯との相互結合によって調整される、請求項15に記載の加湿装置。

【請求項27】 気体を必要とする患者または他の人間に対して供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置であって、

ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口を有する加湿室手段と、前記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合されており、且つ、測定可能な量の電力を使用する、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿室手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、前記気体流の流量を検出するように適合させられている流量プローブ手段と、前記流量プローブ手段からの入力を受け取る制御手段であって、その制御手段に、

(i) 前記流量プローブ手段によって検出される気体流量において予め決められたレベルに前記気体流を加湿するために前記加熱手段が必要とする電力使用量を計算させ、

(i i) 前記加熱手段によって現在使用されている電力を測定させ、

(i i i) 測定された前記加熱手段の現在電力使用量が前記所要電力使用量よりも少ない場合に、前記加熱手段に対して前記予め決められたレベルの電力を供給させるプログラムを記憶している制御手段とを備える、加湿装置。

【請求項28】 前記気体流を加湿するために前記加熱手段が必要とする電力使用量を計算する前記段階が、前記流量プローブ手段によって現在気体流を検出することと、前記検出気体流量に関連付けられた予め記憶されて

いる電力値をデータ記憶手段内で探索することとからなり、前記データ記憶手段に流量とそれに関連した電力使用量値とが予め供給されている、請求項 27 に記載の加湿装置。

【請求項 29】 前記気体流を加湿するために前記加熱手段が必要とする電力使用量を計算する前記段階が、更に、前記検出気体流量において前記予め決められたレベルに達するための所要蒸発速度を計算する段階と、その後で、前記所要蒸発速度を生じさせるために前記加熱手段が必要とする電力を決定する段階とを含む、請求項 27 または 28 に記載の加湿装置。

【請求項 30】 前記加湿装置が、更に、前記加湿室手段を出ていく前記気体流の温度を検出し且つ前記制御手段に温度信号を供給するように適合させられている温度検出手段を備え、前記制御手段によって記憶される前記プログラムが、前記段階 (i i) と前記段階 (i i i) との間に、

(i i a) 前記加湿室手段から出ていく前記気体流量を予め決められた温度に維持するために前記加熱手段のエネルギー付与を制御する段階を含む、請求項 27 または 28 に記載の加湿装置。

【請求項 31】 前記制御手段によって記憶される前記プログラムが、更に、

(i v) 前記加湿室手段から出ていく気体の温度を検出し、その検出温度が前記予め決められた温度よりも低い時に前記段階 (i) に戻る後続段階を含む、請求項 27 または 28 に記載の加湿装置。

【請求項 32】 前記流量プローブ手段が、前記被加湿気体に対して実質的に垂直な縦軸と検出端部とを有する、前記気体流内に配置されるように適合させられているセンサハウジング手段と、前記センサハウジング手段内において前記検出端部の位置にまたはその付近に収容されている検出手段と、液体凝縮物が前記センサハウジング手段の前記検出端部から消散することを可能にする表面を与える、前記センサハウジング手段から横方向に延在する少なくとも 1 つの突出タブ手段とを備える、請求項 27 または 28 に記載の加湿装置。

【請求項 33】 前記流量プローブ手段が 2 つの前記突出タブ手段を備える、請求項 32 に記載の加湿装置。

【請求項 34】 前記 2 つの突出タブ手段が前記センサハウジング手段の周りに互いに反対側に配置されている、請求項 32 に記載の加湿装置。

【請求項 35】 前記少なくとも 1 つの突出タブ手段の各々が前記気体流に対して平行に位置合わせされている、請求項 32 に記載の加湿装置。

【請求項 36】 液体凝縮物が前記センサハウジング手段と前記少なくとも 1 つの突出タブ手段との間の交差線に沿って消散させられ、局所的な低表面張力区域が前記交差線に沿って存在している、請求項 32 に記載の加湿

装置。

【請求項 37】 前記流量プローブ手段が、2 つのセンサハウジング手段、即ち、温度センサハウジング手段と、流量センサハウジング手段とを備える、請求項 32 に記載の加湿装置。

【請求項 38】 前記温度センサハウジング手段の前記検出手段と前記流量センサハウジング手段の前記検出手段の各々が、温度依存性抵抗からなる、請求項 37 に記載の加湿装置。

【請求項 39】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段が、前記気体流の温度より高い予め決められた差分温度に時折り加熱され、前記予め決められた差分温度を維持するために前記流量センサハウジング手段の前記センサ手段によって必要とされる電力が、前記気体の流量の表示を与える、請求項 37 に記載の加湿装置。

【請求項 40】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段が、前記流量センサハウジング手段の前記検出端部の位置にまたはその付近に露出させられており、一方、前記温度センサハウジング手段の前記検出手段が、前記温度センサハウジング手段の前記検出端部の位置でまたはその付近でカプセル封入されている、請求項 37 に記載の加湿装置。

【請求項 41】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段によって生じさせられる熱が前記温度センサハウジング手段の前記検出手段に対して実質的に影響を与えないように、前記温度センサハウジング手段と前記流量センサハウジング手段とが前記気体流を横切って離間して配置されている、請求項 37 に記載の加湿装置。

【請求項 42】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段によって生じさせられる熱が前記温度センサハウジング手段の前記検出手段に対して影響を与えないように、前記流量センサハウジング手段が前記温度センサハウジング手段の上流に配置されている、請求項 37 に記載の加湿装置。

【請求項 43】 前記気体搬送経路手段が少なくとも前記センサプローブ手段に隣接した領域内において既知の横断面積を有し、且つ、前記流量プローブ手段を受容するように適合させられているセンサ進入口を備え、前記センサ進入口に固定位置決め凹みが備えられ、前記流量プローブ手段に相補的な固定位置決め歯が備えられ、前記気体流に対する前記温度センサハウジング手段と前記流量センサハウジング手段の位置決めが、前記位置決め凹みと前記位置決め歯との相互結合によって調整される、請求項 32 に記載の加湿装置。

【請求項 44】 気体を必要とする患者または他の人間に供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置であって、

ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口とを有する加湿室手段と、



前記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合させられている、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、

前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿室手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、

前記気体流の流量を検出するように適合させられている流量プローブ手段と、

前記気体流の温度を検出するように適合させられている温度検出手段と、

前記気体流の所期気体湿度レベルをユーザが選択することを可能にするユーザ入力手段と、

幾つかの加湿室手段出口温度に関する、様々な気体流量における目標気体温度についての情報を含んでいるデータ記憶手段と、

前記温度検出手段と前記ユーザ入力手段とから入力を受け取り、前記流量プローブ手段からの前記流量情報を繰り返し使用して、前記所期気体湿度レベルに対応する前記データ記憶手段からの対応目標温度情報を取得して、前記所期気体湿度レベルを得るために前記検出温度が前記目標温度と実質的に等しくなるまで、前記加熱手段によって供給される熱を変化させる制御手段とを備える前記加湿装置。

【請求項45】 前記気体搬送経路手段が、前記制御手段によって決定される設定値までエネルギーを付与される時に、前記加湿室手段出口と前記気体を必要とする患者または他の人間との間で前記気体流に熱を供給するように適合させられている加熱ワイヤ手段を含み、前記制御手段が、それによって、前記気体搬送経路手段に沿って前記気体流の温度変化を制御し、前記制御手段が、前記気体を必要とする患者または他の人間に供給される前記気体流の温度をユーザ設定所期温度に調整するために、前記加熱ワイヤ手段の前記設定値を調整する、請求項44に記載の加湿装置。

【請求項46】 前記流量プローブ手段が、前記被加湿気体流に対して実質的に垂直な縦軸と検出端部とを有する、前記気体流内に配置されるように適合させられているセンサハウジング手段と、前記センサハウジング手段内において前記検出端部の位置にまたはその付近に収容されている検出手段と、液体凝縮物が前記センサハウジング手段の前記検出端部から消散することを可能にする表面を与える、前記センサハウジング手段から横方向に延在する少なくとも1つの突出タブ手段とを備える、請求項44または45に記載の加湿装置。

【請求項47】 前記流量プローブ手段が2つの前記突出タブ手段を備える、請求項46に記載の加湿装置。

【請求項48】 前記2つの突出タブ手段が前記センサハウジング手段の周りに互いに反対側に配置されてい

る、請求項46に記載の加湿装置。

【請求項49】 前記少なくとも1つの突出タブ手段の各々が前記気体流に対して平行に位置合わせされている、請求項46に記載の加湿装置。

【請求項50】 液体凝縮物が前記センサハウジング手段と前記少なくとも1つの突出タブ手段との間の交差線に沿って消散させられ、局所的な低表面張力区域が前記交差線に沿って存在している、請求項46に記載の加湿装置。

10 【請求項51】 前記流量プローブ手段が、2つのセンサハウジング手段、即ち、温度センサハウジング手段と、流量センサハウジング手段とを備える、請求項46に記載の加湿装置。

【請求項52】 前記温度センサハウジング手段の前記検出手段と前記流量センサハウジング手段の前記検出手段の各々が、温度依存性抵抗からなる、請求項51に記載の加湿装置。

20 【請求項53】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段が、前記気体流の温度より高い予め決められた差分温度に時折り加熱され、前記予め決められた差分温度を維持するために前記流量センサハウジング手段の前記センサ手段によって必要とされる電力が、前記気体の流量の表示を与える、請求項51に記載の加湿装置。

30 【請求項54】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段が前記流量センサハウジング手段の前記検出端部の位置にまたはその付近に露出させられており、一方、前記温度センサハウジング手段の前記検出手段が前記温度センサハウジング手段の前記検出端部の位置にまたはその付近でカプセル封入されている、請求項51に記載の加湿装置。

【請求項55】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段によって生じさせられる熱が前記温度センサハウジング手段の前記検出手段に対して実質的に最小限の影響しか与えないように、前記温度センサハウジング手段と前記流量センサハウジング手段とが前記気体流を横切って離間して配置されている、請求項51に記載の加湿装置。

40 【請求項56】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段によって生じさせられる熱が前記温度センサハウジング手段の前記検出手段に対して影響を与えないように、前記流量センサハウジング手段が前記温度センサハウジング手段の上流に配置されている、請求項51に記載の加湿装置。

50 【請求項57】 前記気体搬送経路手段が少なくとも前記センサプローブ手段に隣接した領域内において既知の横断面積を有し、且つ、前記流量プローブ手段を受容するように適合させられているセンサ進入口を備え、前記センサ進入口に固定位置決め凹みが備えられ、前記流量プローブ手段に相補的な固定位置決め歯が備えられ、前記気体流に対する前記温度センサハウジング手段と前記

流量センサハウジング手段の位置決めが、前記位置決め凹みと前記位置決め歯との相互結合によって調整される、請求項 4 6 に記載の加湿装置。

【請求項 5 8】 気体を必要とする患者または他の人間に対して供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置であって、

ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口を有する加湿室手段と、

前記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合させられている、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、

前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿室手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、

前記気体流の流量を検出するように適合させられている流量プローブ手段と、

前記気体流の温度を検出するように適合させられている温度検出手段と、

最適には予め決められた気体温度及び湿度レベルをその各々が必要とする幾つかの気体供給形態のうちの 1 つに対応する、予め決められた数の状態のうちの 1 つの状態であることが可能なユーザ入力手段と、

前記流量プローブ手段、前記温度検出手段、及び、前記ユーザ入力手段からの入力を受け取り、且つ、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して、前記ユーザ入力手段によって表示される通りの温度及び湿度レベルにおいて前記気体流を供給するために、前記加熱手段を制御する制御手段とを備える、前記加湿装置。

【請求項 5 9】 前記ユーザ入力手段が、挿管気体供給形態に対応する第 1 の状態と、インタクトエアウェイ気体供給形態に対応する第 2 の状態とを有する 2 状態入力装置を備える、請求項 5 8 に記載の加湿装置。

【請求項 6 0】 前記挿管気体供給形態が、約 37℃ の温度と気体 1 リットル当たり  $H_2O$  約 44 mg の湿度で気体を供給することを含み、前記インタクトエアウェイ気体供給形態が、約 32℃ の温度と気体 1 リットル当たり  $H_2O$  約 30 mg の湿度レベルで気体を供給することを含む、請求項 5 9 に記載の加湿装置。

【請求項 6 1】 前記制御手段が、前記流量プローブからの入力を受け取り、且つ、

(i) 前記流量プローブ手段によって検出される気体流量において予め決められたレベルに前記気体流を加湿するために前記加熱手段が必要とする電力使用量を計算させ、

(i i) 前記加熱手段によって現在使用されている電力を測定せ、

(i i i) 測定された前記加熱手段の現在電力使用量が前記所要電力使用量よりも小さい場合に、前記加熱手段

に対して前記予め決められたレベルの電力を供給させるプログラムを記憶している、請求項 5 8 または 5 9 に記載の加湿装置。

【請求項 6 2】 前記気体流を加湿するために前記加熱手段が必要とする電力使用量を計算する前記段階が、前記流量プローブ手段によって現在気体流を検出することと、前記検出された気体流量に関連付けられた予め記憶されている電力値をデータ記憶手段内で探索することとからなり、前記データ記憶手段に流量とそれに関連した電力使用量値とが予め供給されている、請求項 6 1 に記載の加湿装置。

【請求項 6 3】 前記気体流を加湿するために前記加熱手段が必要とする電力使用量を計算する前記段階が、更に、前記検出気体流量において前記予め決められたレベルに達するための所要蒸発速度を計算する段階と、その後で、前記所要蒸発速度を生じさせるために前記加熱手段に必要な電力を決定する段階とを含む、請求項 6 1 に記載の加湿装置。

【請求項 6 4】 前記制御手段によって記憶される前記プログラムが、更に、前記段階 (i i) と前記段階 (i i i) との間に、

(i i a) 前記加湿室手段から出ていく前記気体流量を予め決められた温度に維持するために前記加熱手段のエネルギー付与を制御する段階を含む、請求項 6 1 に記載の加湿装置。

【請求項 6 5】 前記制御手段によって記憶される前記プログラムが、更に、

(i v) 前記加湿室手段から出ていく気体の温度を検出し、その検出温度が前記予め決められた温度よりも低い時に前記段階 (i) に戻る後続段階を含む、請求項 6 1 に記載の加湿装置。

【請求項 6 6】 前記加湿装置が、更に、幾つかの加湿室手段出口温度に関する様々な気体流量における目標気体温度についての情報を含んでいるデータ記憶手段を含み、前記制御手段が、前記温度検出手段と前記ユーザ入力手段とから入力を受け取り、前記流量プローブ手段からの前記流量情報を繰り返し使用して、前記所期気体湿度レベルに対応する前記データ記憶装置からの対応する目標温度情報を取得して、前記所期気体湿度レベルを得るために、前記検出温度が前記目標温度に実質的に等しくなるまで、前記加熱手段によって供給される熱を変化させる、請求項 6 1 に記載の加湿装置。

【請求項 6 7】 前記気体搬送経路手段が、前記制御手段によって決定される設定値までエネルギーを付与される時に、前記加湿室手段出口と前記気体を必要とする患者または他の人間との間で前記気体流に熱を供給するように適合させられている加熱ワイヤ手段を含み、前記制御手段が、それによって、前記気体搬送経路手段に沿って前記気体流の温度変化を制御し、前記制御手段が、前記気体を必要とする患者または他の人間に供給される前記

気体流の温度をユーザ設定所期温度に調整するために、前記加熱ワイヤ手段の前記設定値を調整する、請求項58または59に記載の加湿装置。

【請求項68】 前記流量プローブ手段が、前記被加湿気体流に対して実質的に垂直な縦軸と検出端部とを有する、前記気体流内に配置されるように適合させられているセンサハウジング手段と、前記センサハウジング手段内において前記検出端部の位置にまたはその付近に収容されている検出手段と、液体凝縮物が前記センサハウジング手段の前記検出端部から消散することを可能にする表面を与える、前記センサハウジング手段から横方向に延在する少なくとも1つの突出タブ手段とを備える、請求項58または59に記載の加湿装置。

【請求項69】 前記流量プローブ手段が2つの前記突出タブ手段を備える、請求項68に記載の加湿装置。

【請求項70】 前記2つの突出タブ手段が前記センサハウジング手段の周りに互いに反対側に配置されている、請求項68に記載の加湿装置。

【請求項71】 前記少なくとも1つの突出タブ手段の各々が前記気体流に対して平行に位置合わせされている、請求項68に記載の加湿装置。

【請求項72】 液体凝縮物が前記センサハウジング手段と前記少なくとも1つの突出タブ手段との間の交差線に沿って消散させられ、局所的な低表面張力区域が前記交差線に沿って存在している、請求項68に記載の加湿装置。

【請求項73】 前記流量プローブ手段が、2つのセンサハウジング手段、即ち、温度センサハウジング手段と、流量センサハウジング手段とを備える、請求項68に記載の加湿装置。

【請求項74】 前記温度センサハウジング手段の前記検出手段と前記流量センサハウジング手段の前記検出手段の各々が、温度依存性抵抗からなる、請求項73に記載の加湿装置。

【請求項75】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段が、前記気体流の温度より高い予め決められた差分温度に時たま加熱され、前記予め決められた差分温度を維持するために前記流量センサハウジング手段の前記センサ手段によって必要とされる電力が、前記気体の流量の表示を与える、請求項73に記載の加湿装置。

【請求項76】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段が前記流量センサハウジング手段の前記検出端部の位置にまたはその付近に露出させられており、一方、前記温度センサハウジング手段の前記検出手段が前記温度センサハウジング手段の前記検出端部の位置でまたはその付近でカプセル封入されている、請求項73に記載の加湿装置。

【請求項77】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段によって生じさせられる熱が前記温度センサハ

ウジング手段の前記検出手段に対して実質的に最小限の影響しか与えないように、前記温度センサハウジング手段と前記流量センサハウジング手段とが前記気体流を横切って離間して配置されている、請求項73に記載の加湿装置。

【請求項78】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段によって生じさせられる熱が前記温度センサハウジング手段の前記検出手段に対して影響を与えないように、前記流量センサハウジング手段が前記温度センサハウジング手段の上流に配置されている、請求項73に記載の加湿装置。

【請求項79】 前記気体搬送経路手段が少なくとも前記センサプローブ手段に隣接した領域内において既知の横断面積を有し、且つ、前記流量プローブ手段を受容するように適合させられているセンサ進入口を備え、前記センサ進入口に固定位置決め凹みが備えられ、前記流量プローブ手段に相補的な固定位置決め歯が備えられ、前記気体流に対する前記温度センサハウジング手段と前記流量センサハウジング手段の位置決めが、前記位置決め凹みと前記位置決め歯との相互結合によって調整される、請求項68に記載の加湿装置。

【請求項80】 気体を必要とする患者または他の人間に対して供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置であって、

ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口とを有する加湿室手段と、前記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合させられている、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、

前記加湿室手段の前記出口に接続されているその端部の末端側に患者側端部を有する、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿室手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、

実質的に前記加湿室手段の前記出口の位置において前記気体流の温度を検出するように適合させられている第1の温度検出手段と、

実質的に前記気体搬送経路の前記患者側端部の位置において前記気体流の温度を検出するように適合させられている第2の温度検出手段と、

ユーザに対して温度情報を表示するように適合させられている表示手段と、

前記第1の温度検出手段からの入力を受け取り、且つ、前記第1の温度検出手段と前記第2の温度検出手段とによって検出される温度のうちの低い方の温度である温度をユーザに対して表示させるために前記表示手段に対して信号を出力する制御手段とを備える加湿装置。

【請求項81】 気体を必要とする患者または他の人間

に供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置であって、ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口を有する加湿室手段と、前記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合させられている、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿室の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、前記気体流の流量を検出するように適合させられている流量プローブ手段と、前記流量プローブ手段から入力を受け取り、予め決められた最小所要気体流量と前記気体流の検出流量を比較し、検出した流量が前記予め決められた最小所要気体流量よりも小さい場合に前記加湿装置を安全動作モードにする制御手段とを備える加湿装置。

【請求項82】 前記予め決められた最小所要気体流量が毎分約1.5リットルである、請求項81に記載の加湿装置。

【請求項83】 加熱プレート温度検出手段がさらに設けられ、前記安全動作モードが、予め決められた最高温度を前記加熱手段の温度が越えないことを確実にするように前記制御手段が前記加熱手段にエネルギーを付与することを含む、請求項81または82に記載の加湿装置。

【請求項84】 前記安全動作モードが、前記加熱手段に供給される電力を前記制御手段が予め決められた最大レベルに制限することを含む、請求項81または82に記載の加湿装置。

【請求項85】 前記流量プローブ手段が、前記被加湿気体流に対して実質的に垂直な縦軸と検出端部とを有する、前記気体流内に配置されるように適合させられているセンサハウジング手段と、前記センサハウジング手段内において前記検出端部の位置にまたはその付近に収容されている検出手段と、前記センサハウジング手段の前記検出端部から液体凝縮物が消散することを可能にする表面を与える、前記センサハウジング手段から横方向に延在する少なくとも1つの突出タブ手段とを備える、請求項81または82に記載の加湿装置。

【請求項86】 前記センサプローブ手段が2つの前記突出タブ手段を備える、請求項85に記載の加湿装置。

【請求項87】 前記2つの突出タブ手段が前記センサハウジング手段の周りに互いに反対側に配置されている、請求項85に記載の加湿装置。

【請求項88】 前記少なくとも1つの突出タブ手段の各々が前記気体流に対して平行に位置合わせされている、請求項85に記載の加湿装置。

【請求項89】 液体凝縮物が前記センサハウジング手段と前記少なくとも1つの突出タブ手段との間の交差線に沿って消散させられ、局所的な低表面張力区域が前記交差線に沿って存在している、請求項85に記載の加湿装置。

【請求項90】 前記センサプローブ手段が、2つのセンサハウジング手段、即ち、温度センサハウジング手段と、流量センサハウジング手段とを備える、請求項85に記載の加湿装置。

10 【請求項91】 前記温度センサハウジング手段の前記検出手段と前記流量センサハウジング手段の前記検出手段の各々が、温度依存性抵抗からなる、請求項90に記載の加湿装置。

【請求項92】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段が、前記気体流の温度より高い予め決められた差分温度に時折り加熱され、前記予め決められた差分温度を維持するために前記流量センサハウジング手段の前記センサ手段によって必要とされる電力が、前記気体の流量の表示を与える、請求項90に記載の加湿装置。

20 【請求項93】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段が前記流量センサハウジング手段の前記検出端部の位置にまたはその付近に露出させられており、一方、前記温度センサハウジング手段の前記検出手段が前記温度センサハウジング手段の前記検出端部の位置でまたはその付近でカプセル封入されている、請求項90に記載の加湿装置。

【請求項94】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段によって生じさせられる熱が前記温度センサハウジング手段の前記検出手段に対して実質的に最小限の影響しか与えないように、前記温度センサハウジング手段と前記流量センサハウジング手段とが前記気体流を横切って離間して配置されている、請求項90に記載の加湿装置。

【請求項95】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段によって生じさせられる熱が前記温度センサハウジング手段の前記検出手段に対して影響を与えないように、前記流量センサハウジング手段が前記温度センサハウジング手段の上流に配置されている、請求項90に記載の加湿装置。

40 【請求項96】 前記気体流が、少なくとも前記流量プローブ手段に隣接した領域内において既知の横断面積の導管内を導かれ、且つ、前記流量プローブ手段を受容するように適合させられているセンサ進入口を備え、前記センサ進入口に固定位置決め凹みが備えられ、前記流量プローブ手段に相補的な固定位置決め歯が備えられ、前記気体流に対する前記温度センサハウジング手段と前記流量センサハウジング手段の位置決めが、前記位置決め凹みと前記位置決め歯との相互結合によって調整される、請求項85に記載の加湿装置。

50 【請求項97】 気体を必要とする患者または他の人間

に対して供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置であって、

ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口を有する加湿手段と、

前記加湿手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿手段内で前記一定量の水を加熱するように適合させられている、前記加湿手段に隣接して備えられている加熱手段と、

前記加湿手段の前記出口に接続されているその端部の末端側に患者側端部を有する、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、

前記患者に供給されている前記気体流の湿度を検出する湿度検出手段と、

特定の加湿装置イベントのタイミングを取るために使用されることが可能なタイマー手段と、

予め決められた警報待機時間の後に警報信号を供給するために活性化されることが可能な警報手段と、

幾つかの関連付けられた検出湿度値に関する前記警報待機時間を記憶する記憶手段と、

(i) 前記湿度検出手段からの前記検出湿度値の入力を受け取らせ、

(i i) 前記検出された湿度値に関連付けられた警報待機時間を前記記憶手段から取得させ、

(i i i) 前記タイマー手段を始動させ、

(i v) 前記タイマー手段による経過時間が前記警報待機時間に実質的に等しくなるまで待機させ、

(v) 前記警報信号を供給するために前記警報手段を活性化させるプログラムを記憶している制御手段とを備える、加湿装置。

【請求項98】 前記記憶手段内に記憶されている前記警報待機時間が、予め決められた所要湿度値に検出湿度値が近ければ近いほど長く、且つ、前記予め決められた所要湿度値から検出湿度値が離れていれば離れているほど短い、請求項97に記載の加湿装置。

【請求項99】 前記記憶手段が、幾つかの関連した検出湿度値に関する幾つかの警報待機時間設定を記憶し、前記警報待機時間設定の各々が前記所要湿度値に個々に対応する、請求項98に記載の加湿装置。

【請求項100】 前記湿度検出手段が露点検出手段を備える、請求項97または98に記載の加湿装置。

【請求項101】 気体を必要とする患者または他の人間に供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置であって、

ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口を有する加湿手段と、

前記加湿手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給

するために前記加湿手段内で前記一定量の水を加熱するように適合させられている、前記加湿手段に隣接して備えられている加熱手段と、

前記加熱手段によって使用されている電力レベルを監視する加熱手段電力使用量検出手段と、

前記加熱手段の温度を検出する加熱手段温度検出手段と、

前記加湿手段の前記出口に接続されているその端部の末端側に患者側端部を有する、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、

予め決められた警報待機時間の後に警報信号を供給するために活性化されることが可能な警報手段と、

(i) 前記加熱手段温度検出手段によって検出される前記加熱手段温度から前記気体流温度検出手段によって測定される気体温度を減算することによって差分温度を決定させ、

(i i) 前記加熱手段電力使用量検出手段から前記加熱手段に関する電力所要値を決定させ、

(i i i) 前記差分温度で前記電力所要値を割り算することによって熱伝導率値を計算させ、

(i v) 前記計算熱伝導率値が予め決められた最小許容熱伝導率値よりも小さい場合に前記警報手段を活性化させるプログラムを記憶している制御手段とを備える、加湿装置。

【請求項102】 前記加湿装置が更に、前記気体流の流量を検出するように適合させられている流量プローブ手段と、関連付けられた気体流量と共に幾つかの前記予め決められた最小許容熱伝導率値を記憶する記憶手段とを含み、前記制御手段が更に、

(i i i a) 前記流量プローブ手段から気体流量を決定し、その決定された気体流量に関連付けられた前記予め決められた最小許容熱伝導率値を前記記憶手段から取得する段階を実行するようにプログラミングされている、請求項101に記載の加湿装置。

【請求項103】 前記制御手段が更に、

(v) 予め決められた時間だけ待機した後に、段階

(i) から段階(v)を繰り返す段階を実行するようにプログラミングされている、請求項101または102に記載の加湿装置。

【請求項104】 前記流量プローブ手段が、

前記被加湿気体流に対して実質的に垂直な縦軸と検出端部とを有する、前記気体流内に配置されるように適合させられているセンサハウジング手段と、

前記センサハウジング手段内において前記検出端部の位置にまたはその付近に收容されている検出手段と、

液体凝縮物が前記センサハウジング手段の前記検出端部から消散することを可能にする表面を与える、前記センサハウジング手段から横方向に延在する少なくとも1つ



の突出タブ手段とを備える、請求項 1 0 2 に記載の加湿装置。

【請求項 1 0 5】 前記センサプローブ手段が 2 つの前記突出タブ手段を備える、請求項 1 0 4 に記載の加湿装置。

【請求項 1 0 6】 前記 2 つの突出タブ手段が前記センサハウジング手段の周りに互いに反対側に配置されている、請求項 1 0 4 または 1 0 5 に記載の加湿装置。

【請求項 1 0 7】 前記少なくとも 1 つの突出タブ手段の各々が前記気体流に対して平行に位置合わせされている、請求項 1 0 4 または 1 0 5 に記載の加湿装置。

【請求項 1 0 8】 液体凝縮物が前記センサハウジング手段と前記少なくとも 1 つの突出タブ手段との間の交差線に沿って消散させられ、前記交差線に沿って局所的な低表面張力区域が前記交差線に沿って存在している、請求項 1 0 4 または 1 0 5 に記載の加湿装置。

【請求項 1 0 9】 前記センサプローブ手段が、2 つのセンサハウジング手段、即ち、温度センサハウジング手段と流量センサハウジング手段とを備える、請求項 1 0 4 または 1 0 5 に記載の加湿装置。

【請求項 1 1 0】 前記温度センサハウジング手段の前記検出手段と前記流量センサハウジング手段の前記検出手段の各々が、温度依存性抵抗からなる、請求項 1 0 9 に記載の加湿装置。

【請求項 1 1 1】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段が、前記気体流の温度より高い予め決められた差分温度に時折り加熱され、前記予め決められた差分温度を維持するために前記流量センサハウジング手段の前記センサ手段によって必要とされる電力が、前記気体の流量の表示を与える、請求項 1 0 9 に記載の加湿装置。

【請求項 1 1 2】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段が前記流量センサハウジング手段の前記検出端部の位置にまたはその付近に露出させられており、一方、前記温度センサハウジング手段の前記検出手段が前記温度センサハウジング手段の前記検出端部の位置でまたはその付近でカプセル封入されている、請求項 1 0 9 に記載の加湿装置。

【請求項 1 1 3】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段によって生じさせられる熱が前記温度センサハウジング手段の前記検出手段に対して実質的に最小限の影響しか与えないように、前記温度センサハウジング手段と前記流量センサハウジング手段とが前記気体流を横切って離間して配置されている、請求項 1 0 9 に記載の加湿装置。

【請求項 1 1 4】 前記流量センサハウジング手段の前記検出手段によって生じさせられる熱が前記温度センサハウジング手段の前記検出手段に対して影響を与えないように、前記流量センサハウジング手段が前記温度センサハウジング手段の上流に配置されている、請求項 1 0

9 に記載の加湿装置。

【請求項 1 1 5】 前記気体流が、少なくとも前記流量プローブ手段に隣接した領域内において既知の横断面積の導管内を導かれ、且つ、前記流量プローブ手段を受容するように適合させられているセンサ進入口を備え、前記センサ進入口に固定位置決め凹みが備えられ、前記流量プローブ手段に相補的な固定位置決め歯が備えられ、前記気体流に対する前記温度センサハウジング手段と前記流量センサハウジング手段の位置決めが、前記位置決め凹みと前記位置決め歯との相互結合によって調整される、請求項 1 0 2 に記載の加湿装置。

【請求項 1 1 6】 気体を必要とする患者または他の人間に供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置であって、

ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口とを有する加湿室手段と、

前記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合されており、且つ、測定可能な量の電力を使用する、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、

前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿室手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、

前記気体搬送経路手段の長さの少なくとも 1 部分に沿って前記気体流に熱を供給するためにエネルギーを付与されることが可能な気体搬送経路加熱手段と、

前記加湿室手段から出ていく前記気体流の温度を検出する気体温度検出手段と、

前記検出気体温度と前記患者に供給される気体流の温度との間の所要温度差である所要温度オフセット値をユーザが入力することを可能にするためのユーザ入力手段と、

( i ) 前記気体温度検出手段を使用して、前記加湿室手段から出ていく気体の気体温度を検出させ、

( i i ) 前記ユーザ入力手段から前記オフセット温度値を受け取らせ、

( i i i ) 前記オフセット温度に前記気体温度を加算することによってエアウェイ目標値温度を計算させ、

( i v ) 前記気体搬送経路手段の長さに沿って前記オフセット値だけ前記気体流の温度を上昇させるために、前記気体搬送経路加熱手段にエネルギーを付与させるプログラムを記憶している制御手段とを備える、加湿装置。

【請求項 1 1 7】 前記制御手段が更に、

( i v ) 前記オフセット温度が前記気体搬送経路手段に沿って既に得られているかどうかを判定し、予め決められた時間の後で前記オフセット温度が未だ得られていない場合には、前記気体温度検出手段によって検出される温度を予め決められた量だけ低下させるように前記加熱



手段が制御される段階を実行するようにプログラミングされている、請求項116に記載の加湿装置。

【請求項118】 前記制御手段が更に、

(v i) 前記オフセット温度が前記気体搬送経路手段に沿って維持されるまで段階(i)から段階(v i)を繰り返す段階を実行するようにプログラミングされている、請求項116に記載の加湿装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、気体供給システムに関し、特に、非限定的に、気体を必要とする患者または他の人間が呼吸する気体を加湿する呼吸気加湿器システムに関する。

【0002】

【従来の技術】 気体を必要とする患者または他の人間に被加湿気体（例えば、酸素気体または麻酔薬気体）を供給する既存の呼吸加湿器システムは、全てではないにしても多くの場合、温度調節装置として動作する。即ち、呼吸回路内の加湿装置から出ていく気体の温度が検出され、加湿装置から出ていく被加湿気体の所期温度を得るために、この気体の温度の変化にตอบสนองして熱源が制御される。このタイプの加湿器制御システムの一例は、本出願人の先行の米国特許第5, 558, 084号に開示されている。この制御方法は、次の欠点を含む様々な欠点を有する。

【0003】 — 加湿器に入ってくる気体の温度が（加湿器から出ていく気体の所期温度に近い）高温である場合は、その所期温度を得るために加湿プロセスによって気体に供給することが必要な熱は、僅かであるにすぎない。従って、気体の加湿も僅かしか得られない。

— この制御方法における温度センサに対する依存性は、温度センサの不適正な配置または接続が加湿及び呼吸システム全体の性能低下をもたらす可能性があることを意味する。

【0004】 — 特定の呼吸回路条件を容易に検出することを可能にすると共に加湿装置（及び/または気体供給装置）が適切な動作を行うことを可能にするはずである流量センサが欠落している。機械的強度の不足と、不適正な流れ検出の原因となる流量センサ上での結露の発生という問題とのために、従来は加湿システムにおいて流量センサが使用されたことがなかった。

— 不適切な圧力/湿度組合せで患者に気体が供給される。患者に投与されるべき気体には特定のレベルの湿度が必要とされることが公知である。インタクトエアウェイ (intact airway) (例えば、フェースマスク) またはバイパスエアウェイ (bypassed airway) (気体の挿管供給) では、適した湿度値が各々異なっている。温度検出だけでは、こうした所要温度/湿度値が得られることを確実なものにすることは不可能である。

【0005】 — 既存の呼吸加湿装置の中には、ユーザが調節しようとする実際の物理的パラメータに直観的關係が僅かしかないか全くないダイヤルを、ユーザが調節することを必要とするものがある。このダイヤルによって、患者に対して加湿器を接続する導管（更には、場合によっては、気体供給装置に逆に患者を接続する導管）内に備えられた加熱器ワイヤによって供給される所要気体出口温度及び/または熱が調節されることが多い。気体の湿度が不十分である場合には、患者の気道が非常に急速に乾燥させられる可能性があるので、患者に対する被加湿気体供給における最も重要なパラメータは気体の湿度である。従って、現在の流量において供給気体の最適湿度を得るという所期の結果を生じさせるためにはダイヤルをどの位置に設定すべきかということに関する知識は、ユーザには僅かしかないか全くない。被加湿気体を受け取る患者がインタクトエアウェイまたはバイパスエアウェイのどちらを有するかという情報だけをユーザが加湿装置に知らせるだけでよい自動化されたシステムが、大きな利点をもたらすだろう。

【0006】 — 従来の呼吸加湿装置の多くは、患者に供給されている気体の温度を表示する。前記のように、呼吸気加湿システムで最も重要なパラメータは、気体の湿度である。多くの場合に、表示温度は、供給回路内でのその気体の加熱のために、患者に供給される気体の実際湿度には無関係であり、従って、平均的な医療専門家を誤らせる可能性がある。従って、患者に供給されている気体の湿度に対して表示温度が何らかの形で関係付けられているか、または、こうした供給気体温度を表示温度が表示するならば、利点が得られるだろう。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】 従って、本発明の目的は、少なくとも何らかの点で前記欠点を克服するか、または、少なくとも有益な選択肢を当業に与える呼吸気加湿器システムを提供することである。

【0008】

【課題を解決するための手段】 従って、本発明は、その第1の側面において、被加湿気体流内に配置されるように適合させられているセンサプローブ手段にあり、このセンサプローブ手段は、前記被加湿気体流に対して実質的に垂直である縦軸と検出端部とを有する、前記気体流内に配置されるように適合させられているセンサハウジング手段と、前記センサハウジング手段内において前記検出端部の位置にまたはその付近に収容されている検出手段と、液体凝縮物が前記センサハウジング手段の前記検出端部から消散することを可能にする表面を与える、前記センサハウジング手段から横方向に延在する少なくとも1つの突出タブ手段とを備える。

【0009】 本発明は、その第2の側面において、気体を必要とする患者または他の人間に対して供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置にあり、この加湿装

置は、ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口を有する加湿室手段と、前記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合させられている、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿室手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、前記気体流の流量を検出するように適合させられている流量プローブ手段と、前記気体流の温度を検出するように適合させられている温度検出手段と、前記気体流の所要温度をユーザが設定することを可能にするユーザ入力手段と、前記流量プローブ手段、前記温度検出手段、及び、前記ユーザ入力手段からの入力を受け取り、且つ、前記所要温度に前記気体流を維持するために前記入力に応答して前記加熱手段を制御する制御手段とを備える。

【0010】本発明は、その第3の側面において、気体を必要とする患者または他の人間に対して供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置にあり、この加湿装置は、ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口を有する加湿室手段と、前記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合させられており、且つ、測定可能な量の電力を使用する、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿室手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、前記気体流の流量を検出するように適合させられている流量プローブ手段と、前記流量プローブ手段からの入力を受け取る制御手段であって、その制御手段に、(i) 前記流量プローブ手段によって検出される気体流量において予め決められたレベルに前記気体流を加湿するために前記加熱手段が必要とする電力使用量を計算させ、(i i) 前記加熱手段によって現在使用されている電力を測定させ、(i i i) 測定された前記加熱手段の現在電力使用量が前記予め決められた電力使用量よりも少ない場合に、前記加熱手段に対して前記予め決められたレベルの電力を供給させるプログラムを記憶している制御手段を備える。

【0011】本発明は、その第4の側面において、気体を必要とする患者または他の人間に対して供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置にあり、この加湿装置は、ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口を有する加湿室手段と、前記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給す

るために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合させられている、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿室手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、前記気体流の流量を検出するように適合させられている流量プローブ手段と、前記気体流の温度を検出するように適合させられている温度検出手段と、前記気体流の所期気体湿度レベルをユーザが選択することを可能にするユーザ入力手段と、幾つかの加湿室出口手段温度に関する、様々な気体流量における目標気体温度についての情報を含んでいるデータ記憶手段と、前記温度検出手段と前記ユーザ入力手段とから入力を受け取り、前記流量プローブ手段からの前記流量情報を繰り返し使用して、前記所期気体湿度レベルに対応する前記データ記憶手段からの対応目標温度情報を取得して、前記所期気体湿度レベルを得るために前記検出温度が前記目標温度と実質的に等しくなるまで、前記加熱手段によって供給される熱を変化させる制御手段とを備える。

【0012】本発明は、その第5の側面において、気体を必要とする患者または他の人間に対して供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置にあり、この加湿装置は、ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口を有する加湿室手段と、前記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合させられている、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿室手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、前記気体流の流量を検出するように適合させられている流量プローブ手段と、前記気体流の温度を検出するように適合させられている温度検出手段と、最適には予め決められた気体温度及び湿度レベルをその各々が必要とする幾つかの気体供給形態のうちの1つに対応する、予め決められた数の状態のうちの1つの状態であることが可能なユーザ入力手段と、前記流量プローブ手段、前記温度検出手段、及び、前記ユーザ入力手段からの入力を受け取り、且つ、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して、前記ユーザ入力手段によって表示される通りの温度及び湿度レベルにおいて前記気体流を供給するために、前記加熱手段を制御する制御手段とを備える。

【0013】本発明は、その第6の側面において、気体を必要とする患者または他の人間に対して供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置にあり、この加湿装置は、ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口を有する加湿室手段と、前

記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合させられている、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、前記加湿室の前記出口に接続されているその端部の末端側に患者側端部を有する、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿室手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、実質的に前記加湿室手段の前記出口の位置において前記気体流の温度を検出するように適合させられている第1の温度検出手段と、実質的に前記気体搬送経路の前記患者側端部の位置において前記気体流の温度を検出するように適合させられている第2の温度検出手段と、ユーザに対して温度情報を表示するように適合させられている表示手段と、前記第1の温度検出手段からの入力を受け取り、且つ、前記第1の温度検出手段と前記第2の温度検出手段とによって検出される温度のうちの低い方の温度である温度をユーザに対して表示させるために前記表示手段に対して信号を出力する制御手段とを備える。

【0014】本発明は、その第7の側面において、気体を必要とする患者または他の人間に対して供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置にあり、この加湿装置は、ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口を有する加湿室手段と、前記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合させられている、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿室手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、前記気体流の流量を検出するように適合させられている流量プローブ手段と、前記流量プローブ手段から入力を受け取り、予め決められた最小所要気体流量と前記気体流の検出流量を比較し、前記検出した流量が前記予め決められた最小所要気体流量よりも小さい場合に前記加湿装置を安全動作モードにする制御手段とを備える。

【0015】本発明は、その第8の側面において、気体を必要とする患者または他の人間に対して供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置にあり、この加湿装置は、ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口を有する加湿室手段と、前記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合させられている、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、前記加湿室手段の前記出口に接続されているその端部の末端側に患者側端部を有する、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して

前記気体流を搬送するための、前記加湿室手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、前記患者に供給されている前記気体流の湿度を検出する湿度検出手段と、特定の加湿装置イベントのタイミングを取るために使用されることが可能なタイマー手段と、予め決められた警報待機時間の後に警報信号を供給するために活性化されることが可能な警報手段と、幾つかの関連付けられた検出湿度値に関する前記警報待機時間を記憶する記憶手段と、(i) 前記湿度検出手段からの前記検出湿度値の10 入力を受け取らせ、(ii) 前記検出湿度値に関連付けられた警報待機時間を前記記憶手段から取得させ、

(iii) 前記タイマー手段を始動させ、(iv) 前記タイマー手段による経過時間が前記警報待機時間に実質的に等しくなるまで待機させ、(v) 前記警報信号を供給するために前記警報手段を活性化させるプログラムを記憶している制御手段とを備える。

【0016】本発明は、その第9の側面において、気体を必要とする患者または他の人間に対して供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置にあり、この加湿装置は、ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口を有する加湿室手段と、前記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合させられている、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、前記加熱手段によって使用されている電力レベルを監視する加熱手段電力使用量検出手段と、前記加熱手段の温度を検出する加熱手段温度検出手段と、前記加湿室手段の前記出口に接続されているその端部の末端側に患者側端部を有する、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿室手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、予め決められた警報待機時間の後に警報信号を供給するために活性化されることが可能な警報手段と、(i) 前記加熱手段温度検出手段によって検出される加熱手段温度から前記気体流温度検出手段によって測定される気体温度を減算することによって差分温度を決定させ、(ii) 前記加熱手段電力使用量検出手段から前記加熱手段に関する電力所要値を決定させ、(iii) 前記差分温度で前記電力所要値を割り算することによって熱伝導率値を計算させ、(iv) 前記計算熱伝導率値が予め決められた最小許容熱伝導率値よりも小さい場合に前記警報手段を活性化させるプログラムを記憶している制御手段とを備える。

【0017】本発明は、その第10の側面において、気体を必要とする患者または他の人間に対して供給されるべき気体流を加湿するための加湿装置にあり、この加湿装置は、ある一定量の水を保持するように適合させられており、且つ、その加湿室手段内を前記気体流が通過することを可能にする入口と出口を有する加湿室手段と、

前記加湿室手段内を通過する前記気体流に水蒸気を供給するために前記加湿室手段内で前記一定量の水を加熱するように適合されており、且つ、測定可能な量の電力を使用する、前記加湿室手段に隣接して備えられている加熱手段と、前記気体を必要とする患者または他の人間に対して前記気体流を搬送するための、前記加湿室手段の前記出口に接続されている気体搬送経路手段と、前記気体搬送経路手段の長さの少なくとも1部分に沿って前記気体流に熱を供給するためにエネルギーを付与されることが可能な気体搬送経路加熱手段と、前記加湿室手段から出ていく前記気体流の温度を検出する気体温度検出手段と、前記検出気体温度と前記患者に供給される気体流の温度との間の所要温度差である所要温度オフセット値をユーザが入力することを可能にするためのユーザ入力手段と、(i)前記気体温度検出手段を使用して、上記加湿室手段から出ていく気体の気体温度を測定させ、(ii)前記ユーザ入力手段から前記オフセット温度値を受け取らせ、(iii)前記オフセット温度に前記気体温度を加算することによってエアウェイ目標値温度を計算させ、(iv)前記気体搬送経路手段の長さに沿って前記オフセット値だけ前記気体流の温度を上昇させるために、前記気体搬送経路加熱手段にエネルギーを付与させるプログラムを記憶している制御手段とを備える。

【0018】添付クレームに定義される通りの本発明の範囲から逸脱することなく、本発明の構成と様々な実施形態と応用例とに対して様々な変更が加えられることが可能であることが、本発明が関係する当業者には理解されるだろう。本明細書の開示内容と説明は純粋に例示のためのものであるにすぎず、限定を行うことは意図されていない。

#### 【0019】

【発明の実施の形態】本発明は、前述のものにあり、更に、下記のもがその具体例だけを示す構造を想定する。以下では、本発明の好ましい実施形態の1つを、添付図面を参照して説明する。

【0020】添付図面、特に図5を参照すると、これらの図には、本発明の好ましい実施形態を含む加湿装置、または、呼吸気加湿システムの一例が示されている。この呼吸気加湿システム内には、気体（例えば、酸素、麻酔薬気体、または、空気）を導管6を経由して加湿室手段4の入口3に供給する出口2を有する、通風機、気体供給手段、または、送風機1が含まれている。加湿室手段4は、例えば、金属基部7に当たって密封封止されているプラスチック成形室を含む。加湿室手段4は、加湿装置または加湿器10の制御装置または制御手段11の制御下で加熱器プレート手段9によって加熱される一定の体積の水8を保持するように適合させられている。

【0021】加湿室4内の水が加熱されると、この水がゆっくりと蒸発し、通風機1から加湿室を通過する気体流と水蒸気を混合させる。従って、加湿された気体が出

口12を経由して加湿室4から出ていき、気体搬送経路または吸気導管14を経由して、こうした気体を必要としている患者または他の人間13に送られる。吸気導管14内での結露を減少させ、且つ、患者13に供給される気体の温度を上昇させるために、制御手段11の制御下でエネルギー付与されることが可能な加熱ワイヤ手段15が備えられてもよい。

【0022】図1では、呼吸器用マスク16が患者の鼻と口の上に被さる形で示されている（「インタクトエアウェイ (Intact Airways)」気体供給と呼ばれる）が、患者の気道をバイパスするために供給チューブが患者の気管内に配置される挿管法（「挿管エアウェイ (Intubated Airways)」気体供給として知られている）のような様々な気体供給形態が存在することが理解されなければならない。患者の排出気体を通風機1に戻すための戻り経路を備えることも可能である。この場合には、「Y形部品」のような適切な管継手を、患者13と、吸気導管14と、通風機1の入口（図示されていない）に接続されている吸気導管（図示されていない）との間に取り付けることが可能である。

【0023】制御手段11は、例えば、関連したメモリまたは記憶手段を有するマイクロプロセッサまたは論理回路を含むことが可能であり、このメモリまたは記憶手段は、制御手段11によってそのプログラムが実行される時に、そのソフトウェア内の命令セットに従って及び外部入力にตอบสนองして加湿システムの動作を制御するソフトウェアプログラムを収容している。例えば、制御手段11は、加熱器プレート9の温度及び／または電力使用量に関する情報が制御手段11に与えられるように加熱器プレート9からの入力を供給されることが可能である。これに加えて、制御手段11に気体流の温度の入力が供給されることが可能であり、例えば、温度検出手段または温度プローブ17が、患者が受け取っている気体の温度を表示するために患者の位置にまたはその付近に備えられることが可能であり、更に別の温度プローブ18が、加湿室4の出口12を被加湿気体流が出ていく時の被加湿気体の温度を制御手段11に表示するために備えられることも可能である。更に、流量検出手段または流量プローブ19を、呼吸回路内の任意の場所に備えることが可能である（「呼吸回路」は、気体流がその中を通過する加湿装置部分を含む）。流量プローブ19と温度プローブ18の両方が下記の通りに1つのプローブの形で備えられることが可能なので、図5では、流量プローブ19が、温度プローブ18と同一位置に示されている。

【0024】制御手段11に対する更に別の入力、供給されるべき気体の所期気体温度、または、供給されるべき所期気体湿度レベルをユーザ（例えば、医療専門家または患者自身）が設定することを可能にするため使用可能なユーザ入力手段またはスイッチ20であることが

可能であり、或いは、加熱器ワイヤ 15 によって与えられる加熱の制御や（後述する）幾つかの自動気体供給形態の選択のような他の機能が、スイッチ 20 によって制御されることが可能である。

【0025】前記呼吸気加湿システム（または、その一部分）の幾つかの好ましい実施様態を、以下で更に詳細に説明する。

#### 流量プローブ

図 1 と図 2 を参照すると、これらの図には、流量プローブ 19 の好ましい形態が示されている。流量プローブ 19 が、ポリカーボネートのようなプラスチック材料の成形によって形成されており、且つ、制御手段 11 との間で電気信号をやりとりするワイヤ導線（図 3 及び図 4 の参照番号 48）を保持するように適合させられている基部部分 30 を含むことが好ましい。軸 31 が基部 30 から突き出しており、この軸 31 は、基部 30 から遠い方のその端部から突き出している少なくとも 1 つのセンサハウジング手段 32、33 を有する。センサハウジング手段 32、33 の横断面が円形であり、その縦断面が実質的に先細状または円錐状であり、且つ、基部 30 から遠い方の端部（検出端部 36）に丸みのある先端が備えられていることが好ましい。

【0026】図 1 に示されているように、2 つのセンサハウジング手段 32、33 が備えられている。図に示されている実施様態では、一方のセンサハウジング手段 32 が温度検出手段として備えられ、一方、他方のセンサハウジング手段が流量検出手段の機能を果たす。加湿システム内を流れる気体の温度と流量という別々の特性を検出するために備えられている、例えばサーミスタ（温度依存性抵抗器）のような検出手段 34、35 が、センサハウジング手段 32、33 内に配置されている。温度検出手段 34 の場合には、制御装置 11 が、サーミスタの両端に電圧を印加し、気体の温度に依存しているサーミスタを通過する電流の形で温度信号を受け取ることが可能である。サーミスタ 34 を保護するために、センサハウジング 32 は、そのサーミスタを完全に覆っているか、または、カプセル封入しているが、サーミスタと気体流との間にプラスチック材料の薄層しか存在しないので、得られる温度測定値は依然として正確である。

【0027】流量検出手段 35 の場合は、必要に応じて、制御装置 11 が、第 1 の既知の温度にサーミスタを温めるのに十分な持続時間に亘ってサーミスタに電流を供給し、その後で、電流供給を切断し、（サーミスタの抵抗の変化を検出することによって）サーミスタの温度変化を検出することが可能である。その後で、制御装置 11 は、計時手段を起動させ、第 2 の予め決められた温度にサーミスタ温度が低下するのに要する時間の長さを測定することが可能である。加熱されたサーミスタ 35 から気体が熱を奪い去るので、サーミスタ 35 が第 1 の既知温度から第 2 の既知温度まで温度変化するのに要す

る時間と、気体流の既知の横断面積（例えば、直径 12 mm の導管）とによって、気体流量の表示が制御装置 11 に与えられる。サーミスタ 35 はサーミスタ 34 とは異なってセンサハウジングによって覆われてもカプセル封入されてもいないことが見てとれる。これは、サーミスタ 35 と気体流との間の材料層はいずれもサーミスタから気体への熱伝導率に影響を与え、従って流量測定値の精度を低下させるからである。

【0028】更に好ましい実施様態の 1 つでは、予め選択された差分温度（例えば、60℃）だけ気体流の温度よりも高い温度にサーミスタ 35 の温度を上昇させるように電流を供給することによって、気体流の流量が測定される。この場合、制御装置 11 が、その固定された温度差を維持する際にサーミスタ 35 が要する電力を測定する。気体流の横断面積（例えば、流量プローブの領域内では直径 12 mm の導管）に関連した電力使用量が、流量の表示を制御装置 11 に与え、制御装置が気体の実際流量を量定することを可能にする。サーミスタ 35 が前記差分温度を維持することを可能にするためには、サーミスタ 35 を加熱しながらサーミスタ 35 の実際温度を時々測定することが必要である。これは、サーミスタから一時的に加熱電流を取り除き、サーミスタ 35 の両端に低い検出電圧を印加し、サーミスタ 35 を通過する電流を検出することによって行われることが可能である。こうして、サーミスタ 35 の抵抗が迅速に測定されることが可能であり、サーミスタ 35 に関する予め記憶されている特有の「温度」対「抵抗」データから温度値が導出されることが可能である。その後で、検出電圧を除去し、予め決められた温度差が得られていない場合には加熱電流を再印加することが可能であり、或いは、予め決められた温度差が得られていないか温度差が大きすぎる場合には、制御装置 11 がサーミスタ 35 に対する再加熱を遅延させることが可能である。

【0029】流量プローブ 19 の露出表面は、一般的に、この表面上を通過する被加湿気体流の温度よりも低い温度なので、この露出表面上で結露が生じる可能性がある。流量検出サーミスタ 35 の表面上に溜まる液体の水は、サーミスタによって生じさせられる熱の一部を吸収するので、流量測定値に悪影響を与えるだろう。このセンサ上に液体の水が溜まることを低減させるか排除するために、本発明の好ましい実施様態による流量プローブには、少なくとも 1 つの「翼状部分」または突出タブ手段が備えられ、図 1 と図 2 に示されている具体例では、センサハウジング手段 1 つ当たり 2 つのタブ手段（37、38、39、及び、40）が示されている（しかし、センサハウジング手段 1 つ当たり 1 つの突出タブ手段を使用することも可能である）。各々のタブ手段が、長方形の横断面を有し、且つ、軸 31 からセンサハウジング手段の検出端部までセンサハウジング手段の長さに沿って延在することが好ましい（しかし、この突出



タブ手段がセンサハウジング手段の全長に亘って延在することは必ずしも必要ないだろう)。この好ましい実施様態では、突出タブ手段の外側縁部が、センサハウジング手段の全長に沿ってセンサハウジング手段の中心線から実質的に一定不変の距離だけ離れている。センサハウジング手段が先細なので、突出タブ手段の縦断面は三角形であり、好ましくはセンサハウジング手段表面から垂直に延在する。突出タブ手段が流量プローブ19と共に一体成形されることが好ましいが、突出タブ手段を別個に製造してから、センサハウジング手段の表面に取り付けることも可能だろう。

【0030】さて、図3と図4を参照すると、これらの図に示されるように、流量プローブ19は、使用時には、導管コネクタ42内のセンサ進入口41に挿入される。センサ進入口41は、導管コネクタ42から垂直に延在する実質的に円筒形の壁からなる。導管コネクタ42が呼吸回路の2つの導管43、44を接続することが可能であり、或いは、導管コネクタ42が、導管の一部として、例えば吸気導管14の一部として成形されることが可能である。図4によって最も明瞭に理解可能であるように、流量プローブ19は、突出タブ手段37、38、39、40の各々が気体流に対して平行に位置合わせされていることを確保するために、(矢印で示される)気体流を基準として位置決めされている。結露がセンサハウジング手段上に発生するので、このセンサハウジング手段表面上を流れる気体流の作用が、突出タブ手段とセンサハウジング手段の表面との接触線の付近の局所的な低表面張力と連係して、センサ端部36から凝縮液が流れ去ることを生じさせる。従って、望ましい形で、凝縮液が交差線(例えば線45)に沿ってセンサ端部36から軸31に向かって流れ去る傾向がある。

【0031】(位置合わせが不正確である場合には、センサ先端から液体を取り除くという所期の効果が得られないので)流量プローブ19をセンサ進入口41内に挿入する時に突出タブ手段が気体流に対して正確に位置合わせされていることを確実なものとするために、本発明のこの好ましい実施様態は、基部部分30から突き出している、軸31に隣接した実質的に「V」字形の位置決め歯手段46も含む。相補形の実質的に「V」字形のノッチまたは固定位置決め凹み47が、センサ進入口41の壁の中に備えられている。従って、流量プローブ19を挿入するユーザは、流量プローブを導管(または、導管コネクタ)の中に完全に且つ確実に挿入するためには、前記のように凝縮液がセンサ先端から容易に流れ去ることを確実にするために流量プローブが正確に位置合わせされるように、位置決め歯手段46と位置決め凹み47とが組み合わされるまで、流量プローブを回転させることが必要であることを認識するだろう。

【0032】更に、流量検出サーミスタ35の動作によって発生させられる熱が温度検出サーミスタ34に対し

て悪影響を実質的に与えないことを確実なものとするために、位置決め歯手段46と位置決め凹み47の位置合わせ時に、温度検出サーミスタと流量検出サーミスタの各々が互いの存在による悪影響を実質的に受けないように、温度検出サーミスタと流量検出サーミスタが気体流を横切って配置されている(即ち、これらのサーミスタは流れの方向に一直線に並べられていない)ことを図4から理解することが可能である。更に、流量検出サーミスタ35によって発生させられる熱が気体流によって温度センサから排除されるように、熱を発生させる流量検出サーミスタ35が温度検出サーミスタの上流に配置されている。

【0033】本発明の好ましい実施様態による加湿装置に信頼性の高い流量プローブを備えることによって得られる利点は、この加湿装置が、自動表示器表示条件に関して流量及び/または温度を検出することによって、加湿装置の性能(例えば、吸い込みの発生、回路切断、及び、噴霧化処理)を損なう可能性がある条件を識別することが可能であるということである。特定の識別された条件が発生していると判定されると、直ちに適切な措置(例えば、警報の発生、または、加熱器プレート9からの熱の除去)が取られることが可能である。例えば、加湿装置は、例えば関連する低(周囲)温度において流量を全く検出しないことによって、温度プローブが不適正に配置されているか、または、それが呼吸回路から取り除かれているかどうかを判定することが可能である。

【0034】本発明の好ましい実施様態による流量プローブに関する幾つかの好ましい用途または応用例を、次に説明する。

#### 加湿器制御システムー最小電力法

気体を必要としている患者または他の人間13に供給される気体流の重要なパラメータは、湿度である。(約60%から約70%までの低い相対湿度を有する)過剰に乾燥している気体が患者の気道を非常に急速に脱水して、患者の不快感の原因となる可能性があることが良く知られている。本発明の好ましい実施様態による加湿装置の制御装置11が、気体流の相対湿度を望ましいレベル(約90%を越える相対湿度)に維持しようとする制御システムを含むことが好ましい。このタイプの制御が望ましい状況の1つは、加湿室4に対する入口気体の温度が出口気体温度と同じ温度に上昇している状況である。この状況では、(この入口気体の温度を上昇させるために)この入口気体に供給されるべきエネルギーが非常に僅かであるにすぎないので、加湿室内の水8に十分なエネルギーを供給することは不可能であり、従って、上記気体の加湿には不十分な水蒸気しか得られず、従って、患者13に供給される気体の温度は妥当であつても、その相対湿度は不適切である。流入気体の温度が、所要出口気体温度よりも著しく低い場合には、所要温度値に気体温度を上昇させる際に大量のエネルギーを供給



するプロセスで、加湿室4内で多量の水が蒸発させられており、従ってその気体の相対湿度が高いだろうと想定することが可能である。

【0035】患者に到達する気体流の湿度を制御するために、本発明による加湿装置は、気体の流量に関する情報を必要とする。これは、好ましくは上記のように、流量プローブを気体流の中に挿入することによって実現されることが可能である。次では、この制御システムを、図6の流れ図を参照して説明する。

【0036】この制御システムは、加湿室4内の水に熱を供給するために加熱器プレート9がエネルギーを付与されるブロック49で開始する。ブロック50では、制御装置11は、製造者によってメモリ内に既に事前設定されている所要湿度、または、図5に示されるユーザ入力20のようなユーザ入力を介してユーザによって既に入力されている所要湿度を読み取る。ブロック51では、制御装置11が、気体流の流量を測定する（この測定は上記のように行われることが可能である）ために流量検出サーミスタ35から情報を受け取る。ブロック52では、制御装置11が、検出された流量において気体流に所要湿度レベルを生じさせるのに必要な最小電力を決定する。これは、メモリ内に記憶されている計算式を使用して計算を行うことによって実現されることが可能であり、または、制御装置11に関連付けられたデータ記憶手段もしくはメモリ素子が、検出流量と所要湿度値とを使用して制御手段によって問合せされる、流量と、その中に記憶されている様々な所期湿度レベルにおける流量に関連付けられた最小所要電力値とのデータルックアップテーブルを有することが好ましい。制御手段11は、気体流量を検出することと、ユーザが入力した所期湿度レベルを受け取ることと、当該流量において所期湿度レベルを得るのに必要な蒸発速度を計算する（或いは、実験で導出された値または事前計算値のルックアップテーブルから蒸発速度を取得する）ことによって、加熱器プレート9の所要電力レベルを決定することが可能である。その後で、制御装置11は、その決定した蒸発速度を生じさせて所要湿度レベルの実現を確保するために、加熱器プレート9によって供給されることが必要な電力を計算する（或いは、実験で導出された値または事前計算値のルックアップテーブルから取得する）ことが可能である。

【0037】（この方法の必須のステップではない）ブロック53では、制御手段11は、温度センサ18（または、流量プローブの温度検出部分）を経由して制御装置に供給される気体出口温度フィードバックを使用して、加熱器プレート9の温度または電力を変化させることによって、加湿室の出口から出ていく気体の温度を既知の方法で（製造者またはユーザによって）事前設定された温度（例えば、37℃）に調整する。

【0038】ブロック54では、加熱器プレート9の現

在電力使用量が量定され、加熱器プレートの現在電力使用量が、ブロック52において計算された値よりも少ないかどうかに関して判定が行われる。現在電力使用量は、例えば、加熱器プレートに供給される電流を検出してその検出電流値に加熱器プレート供給電圧を乗算することによって、制御装置11によって計算されることが可能である。或いは、加熱器プレートがエネルギーを付与されている時間の割合を計算してその割合値に加熱プレートの定格電力値を乗算することによって、加熱器プレート平均電力が量定されることが可能である。例えば、加熱器プレートが40%の時間だけエネルギーを付与され、且つ、その加熱器プレートの定格電力が150Wである場合には、その加熱器プレートによって使用される平均電力は60Wとなるだろう。この場合は、加熱器プレート電圧が一定不変であると仮定することが可能である。現時点で量定されている電力使用量が、所期湿度レベルを与えるのに必要であると決定された最小値よりも大きい場合には、制御がブロック50に戻り、このブロック50では、ブロック54における判断が、適切に加湿された気体を供給するのに必要なレベルよりも低い値に加熱器プレート電力消費が低下したことを示すまで、上記諸ステップが繰り返され、適切に加湿された気体を患者が受け取ることになる。

【0039】この時点で、制御がブロック55に進み、このブロック55では、気体が適切に加湿されることを確実にするために、加熱器プレート9に供給される電力が、（例えば、加熱器プレートに対するパルス幅変調給電電圧を変化させることによって、または、単純に可変電圧供給を増加させることによって）ブロック52で決定された電力レベルに増大させられる。これによって、設定温度よりも高い温度に出口気体温度が上昇させられるが、適切な湿度を供給するために、この温度上昇が必要である。その後で、予め決められた温度（例えば、37℃）よりも低い温度に出口気体温度が低下しているかどうかを調べるために、（本方法の必須のステップではない）ブロック56で検査が行われる。予め決められた温度よりも低い温度に出口気体温度が低下している場合には、この出口気体が、想定された気体入口温度よりも十分に高い温度にあるので、出口気体が所要レベルの湿度を得ていると見なされることが可能である。出口気体温度が予め決められた温度よりも低い温度に低下していない場合には、計算最小電圧レベルがその気体に供給され続ける。従って、（1）温度センサが無い場合には、制御システムが、適切な加湿を得るための計算上の最小所要電力を連続的に加熱器プレートに連続的に供給するか、または、（2）温度センサが備えられている場合には、制御システムが、2つのモードにおいて動作し、即ち、不十分な加湿を示すレベルに加熱器プレートの電力使用量が低下するまで、出口温度が既知の方法で所期湿度に調整される第1の「通常」動作モードと、不十分な

加湿を示すレベルに加熱器プレート9の電力使用量が低下した時点で、事前設定温度よりも低い温度に出口気体温度が低下して、加湿室4が十分な熱と湿度を気体流に供給することを可能にするのに十分なだけ入口気体温度が低下していることを示すまで、計算最小レベルに加熱器プレート9の電力使用量を維持する働きをする第2の制御モードにおいて動作することが理解できる。

#### 【0040】加湿器制御システム—所期加湿法

次に、上記加湿器制御システムとは別の加湿器制御システムを、図7を参照して説明する。この別の好ましい制御システムでは、加湿室4から出ていく気体の湿度を任意の気体流量において任意の所期レベルに調整することが可能である。これは、「加湿室出力」対「流量」、及び/または、呼吸回路特性の情報に加えて、好ましくは上記流量プローブを使用して、気体流量を量定することによって実現される。

【0041】加湿室出力特性の一例が図7に示されており、この図から、特定の所要気体湿度レベルの場合に、気体流量が増大するにつれて加湿室出口における気体の温度が非常に急速に低下した後実質的に一定不変の温度に落ち着くことが理解できる。この情報は、様々な気体出口温度と湿度レベルとに関して実験によって導出され、制御手段11によって探索可能なメモリ記憶装置内に（例えば、1つのルックアップテーブルまたは複数のルックアップテーブルの形で）記録されることが可能である。

【0042】この制御システムによって、ユーザは、この場合にはダイヤルまたは電子キーパッドを含むことが可能なユーザ入力手段20のようにユーザ入力装置によって、制御装置11に所期湿度レベルを入力する。加湿室4内の水を加熱するために加熱器プレート9がエネルギーを付与され、温度プローブ18（または、流量プローブ19の温度検出部分）が、制御手段11に検出出口気体温度信号を供給するために使用される。流量プローブ19によって検出された現在流量値と検出温度とを使用して、制御装置11は、現在出口気体流量における所期湿度レベルを得るのに必要な目標出口気体温度を決定するために、その記憶装置を調べる。

【0043】この時点で、制御手段11は、現在気体流量における所要湿度レベルを与える決定された目標出口気体温度を得るために、加熱器プレート9のエネルギー付与を制御する。加熱器プレート9のエネルギー付与は、例えば、加熱器プレートに供給される電力を変化させるために電圧電源のパルス幅変調の形をとることが可能であり、または、加熱器プレートに可変電圧電源が供給されることが可能である。気体流量またはユーザ設定所期湿度レベルに変更が加えられる場合には、制御装置11が自動的に、更新された目標出口気体温度を記憶装置から決定し、その目標出口気体温度を与えるように加熱器プレート9を適切に制御する。

【0044】例えば、ユーザ設定所期湿度レベルが気体1リットル当たり $H_2O$  44mgであり、且つ、検出流量が $F_1$ である場合には、制御装置11が、記憶装置内の上記テーブルを調べて、37℃の目標出口気体温度が必要であると決定する。その後で、温度センサ34によって検出される出口気体温度が目標温度37℃に実質的に等しいように、制御装置11が（例えば、電源電圧または電源電流のPWM制御によって）加熱器プレート9にエネルギーを付与し、その結果として気体1リットル当たり $H_2O$  44mgの所期絶対湿度が得られる。

【0045】この制御システムに加えて、この制御システム11に関連付けられている記憶装置に対して、吸気導管の結露特性に関連する情報が与えられることも可能である。その吸気導管を気体が通過する時に、その気体に対する追加の加熱を制御して吸気導管内の結露を減少させるために、加熱器ワイヤ15が制御手段11によってエネルギーを付与されることが可能である。これは、更に、（気体から結露の形で凝縮する水分の量がより少ないので）その導管に沿った気体の湿度レベルの変化を低減させる。この制御システムでは、制御装置11は、気体流の温度の制御だけでなく温度の制御も可能であるように、加熱器ワイヤ15によって供給される加熱を調整することが可能である（しかし、実際には、加熱器ワイヤは僅かな度合いの温度上昇をもたらすことが可能であるにすぎない）。しかし、水滴の滴下を生じさせることによって（十分に高い温度の気体を生じさせるために）過剰なレベルで気体が供給されている場合には、制御装置11は、気体の湿度を低下させるために加熱ワイヤ設定を使用することも可能であると考えられる。この場合には、制御手段11は、その最大能力に（ユーザによって設定された）所要気体湿度及び温度を患者に対して供給するために、適切に加熱器プレート設定と加熱器ワイヤ設定とを調節することになる。

#### 【0046】自動加湿装置—「単一ボタン加湿器」

図5の加湿装置で上記制御システムのどちらかを使用する結果として、ユーザからの最小限度の入力だけしか必要としない、使用が極めて容易な加湿器を提供することが可能となるだろう。使用が容易な加湿装置の具体例の1つは図5に示されている通りであり、この場合には、唯一のユーザ入力スイッチ20である。スイッチ20は、予め決められた数の気体供給形態に対応する幾つかの状態または位置を有することが好ましい。1つの気体供給形態は挿管エアウェイであり、別の気体供給形態はインタクトエアウェイであることが可能である。スイッチ20の各々の位置または状態に対して、対応する最適の所要湿度値と所要温度値とが、制御装置11に関連付けられているメモリ内に記憶されている。例えば、挿管エアウェイ形態の場合には、最適温度が約37℃で最適湿度値が気体1リットル当たり $H_2O$ 約44mgであることが可能であり、一方、インタクトエアウェイ形態の

場合には、最適温度が約32℃で最適湿度値が気体1リットル当たりH<sub>2</sub>O約30mgであることが可能である。

【0047】上記制御システムのどちらか一方を使用することによって、気体供給形態が分かると直ちに、ユーザが更に関与する必要なしに、加湿装置の動作を制御することが可能となるだろう。制御装置11は、出口気体温度と出口気体流量を繰り返し検出し、流量または入口気体温度の変化には無関係に、最適な（または、可能な限り最適に近い）気体温度と気体湿度を患者13に自動的に提供するために、加熱器プレート電力と（必要に応じて）加熱器ワイヤの設定とを調整することになる。

#### 【0048】ユーザ出力温度表示

本発明の更に別の側面による加湿装置の更に別の特徴は、患者13に供給されている気体の温度をユーザに表示するための表示手段60（図5）を組み入れていることである。この特徴が呼吸回路内の流量プローブの存在に依存しないことに留意されたい。表示手段60は制御手段11によって制御される。他の呼吸加湿器が表示手段を組み入れていることが知られているが、これらの表示手段で表示される温度は、（温度センサ17によって検出されるような）吸気導管14の患者側端部における気体の温度か、（温度センサ18によって検出されるような）加湿室出口における気体の温度のどちらか一方に常に固定されている。

【0049】多くの医療専門家は、気体中に含まれる水分の量と表示温度を同一視する。患者に供給される気体が相対湿度100%である（即ち、その気体が、その現在温度においてその気体が保持することが可能な最大量の水蒸気を含む）限り、患者に供給される気体の温度は臨床上是正確だろう。しかし、供給される気体が、その気体の現在温度における最大可能量の水分よりも少ない水分を含む場合には、供給される気体の温度を単純に表示するだけの加湿器は、医療専門家に誤解を生じさせ、患者が実際湿度よりも高い湿度の被加湿気体を受け取っていると医療専門家に信じ込ませる可能性がある。

【0050】本発明の好ましい実施形態では、表示手段60上に表示される温度は、センサ14によって検出された温度とセンサ18によって検出された温度とのうちの低い方の温度である。例えば、気体出口における37℃の温度と気体1リットル当たりH<sub>2</sub>O 44mgの絶対湿度（約100%の相対湿度）は、吸気導管の患者側端部における35℃の温度と気体1リットル当たりH<sub>2</sub>O 35mgの絶対湿度とに相当するだろう。従って、気体1リットル当たりH<sub>2</sub>O 9mgが吸気導管内で凝縮しているが、温度低下のために、その気体は吸気導管に沿って約100%の相対湿度のままである。この状況では、この温度における相対湿度100%の気体が、温度35℃によって表示される水分量を含むので、ユーザに対して表示すべき適切な温度は35℃である。

【0051】しかし、気体出口において温度が37℃であり且つ絶対湿度が気体1リットル当たりH<sub>2</sub>O 44mg（相対湿度100%）であり、吸気導管の患者側端部において温度が39℃であり且つ絶対湿度が気体1リットル当たりH<sub>2</sub>O 44mgである場合には、表示すべき最も臨床上適切な温度は37℃であるだろう。これは、気体の温度が既に上昇していても、吸気導管に沿って気体に既に供給されている余分の水分が皆無なので、患者に到達する気体がもはや相対湿度100%ではないからである。37℃の気体温度がその被加湿気体中の水分の量に対応するので、患者に到達する気体の絶対湿度は実際には37℃の気体温度に関連付けられる。いずれにしても、患者側端部温度が患者から30cm以下の距離で測定されることが多いので、気体が患者に到達するまでに気体の温度が既に低下していることが多く、従って、より低い温度である37℃が、医療専門家にとってより適切な温度である。

#### 【0052】無気体流時自動待機モード

上記のように、既存の加湿システムの多くでは、加湿器加熱器プレート9及び/または導管加熱器ワイヤ15によって供給される電力を制御するために、制御装置が単純に温度を検出する。気体供給手段または送風機1が呼吸回路から分離されている状況では、温度センサを通過する気体流が存在しないので、こうしたタイプの制御装置は温度の欠如を検出するだろう。この場合、制御装置は、加湿器加熱器プレート9及び/または加熱器ワイヤ15に供給される電力を増大させることによって、（制御装置が呼吸回路内を依然として流れていると見なしている）気体の温度を上昇させようと試みる。温度センサがその「流れ」の温度上昇を全く示せないのも、制御装置11は、存在しない気体流を加熱するために供給される電力を危険レベルまで増大させ続ける可能性がある。この場合に、気体供給が再開されなければ、患者に供給される気体は危険な温度となる可能性がある。

【0053】上記の一連の事象が発生することを回避するために、本発明の好ましい実施形態による流量センサが、加湿システム内に組み込まれることが可能である。この場合には、制御装置は、加湿器が、通常的安全動作のために十分な気体流（例えば、1分間当たり1.5リットル）を有するかどうかを判定することが可能である。気体流が不十分であることが発見された場合には、加湿器が安全動作モードにされることが可能である。この安全動作モードは、加熱器プレート9の温度に対する制限、及び/または、加湿器加熱器プレート9及び/または加熱器ワイヤ15に供給される電圧の負荷サイクルに対する制限（即ち、電力レベルの制御）を含むことが可能である。

#### 【0054】湿度警報装置

患者に供給される気体が特定の時間だけ所要湿度レベルを下回っている（または、上回っている）時に患者（ま

たは、医療専門家)に警告を発するために、警報装置(聴覚的警報装置及び/または視覚的警報装置)が加湿システムに備えられるべきであると考えられる。警報装置が、所要湿度と、患者に供給されている実際湿度レベルとの間の差異に応じて決定される長さの時間の後に警報を発するように、警報装置が設定されるべきであることが明らかになっている。この差異が大きければ大きいほど、警報を早期に発しなければならない。

【0055】図8は、患者の生理学的な湿度の必要に基づいて、どのように時間遅延を設定することが可能であるかについての、想定可能なグラフの一例を示している。予め決められた所要湿度値(上記例は、37℃の所要湿度値を示している)に各々が基づいている幾つかの異なったこうした「湿度プロフィール」を、記憶素子内に記憶することが可能である。制御手段が湿度差を測定して、警報発生前の適切な待機時間を与える表(所要湿度値に基づいて選択される表)の中でその湿度差を調べることが可能であるように、制御手段11によって読み取られるべき例えばROM(読出し専用記憶装置)内に記憶された表の形式で、温度差と警報待機時間との間の関係が適切に表現されることが可能である。供給気体の湿度を測定する別の方法は、気体の実際の露点(結露の発生が始まる温度)を検出し、実際露点と所要露点または最適露点(例えば、37℃)との間の差異を量定することである。実際の露点は、例えば、加湿室4の温度と導管14の温度のうちの低い方の温度であると見なすことが可能である。

#### 【0056】水切れ警報

加湿室4を含む呼吸気加湿システムでは、加湿器が気体供給に水蒸気を供給する能力を有するように、特定の最低水位が維持されることが不可欠である。従って、患者に対して被加湿気体を投与する医療専門家は、時々水位をチェックし、必要に応じて水を補給しなければならない。この作業は時として見過ごされることがある。

【0057】水位が不十分なレベルに低下する時点を自動的に判定して警報を生じさせる加湿システム内において流量プローブ19を使用することが可能である。加熱器プレート9の温度、加湿室4の温度(または、加湿室出口温度)、及び、加熱器プレート9の電力要件(加熱器プレートに現在供給されている電力量)の全てが検出され、熱伝導率の値を与える次の等式で使用される。熱伝導率=加熱プレート電力所要量/(加湿器プレート温度-加湿室温度) 制御装置11は、様々な気体流量において実験によって決定されることが可能な予め決められた閾値(それ自体は、流量プローブ19によって測定される気体流量に依存している)に対して、計算された熱伝導率値を比較する。この計算熱伝導率値は、例えば、5分毎に更新されることが可能であり、例えば、計算熱伝導率値が上記閾値より低い値に低下してから5分または10分の時間が経過した後に警報が発せられることが

可能である(或いは、直ちに警報が発せられることが可能である)。様々な流量における、実験によって決定された熱伝導率の例と、好ましい閾値の例とを次に示す。

流量=10リットル/分

熱伝導率=1.26W/℃(加湿室4内に十分な水がある場合)

熱伝導率=0.26W/℃(加湿室4内に水がない場合)

予め決められた閾値=0.5W/℃

流量=40リットル/分

熱伝導率=1.81W/℃(加湿室4内に十分な水がある場合)

熱伝導率=0.42W/℃(加湿室4内に水がない場合)

予め決められた閾値=0.8W/℃

【0058】幾つかの流量における予め決められた閾値が、制御装置11によってアクセス可能なROM内に記憶されることが可能であり、それによって、制御装置は、気体の現在流量を単純に測定し、熱伝導率値を計算し、現在流量に基づいてROM内の表にアクセスし、関連した予め決められた閾値を読み出すことが可能である。計算された閾値が計算熱伝導率値よりも大きい場合には、制御装置11が、予め決められた時間(例えば、5分または10分)だけ待機した後で警報を発し、それによって、患者に供給されている気体の湿度の損失なしに適切な水位が回復されることが可能である。

#### 【0059】加湿室目標値追跡

導管加熱器ワイヤを含む呼吸気加湿システムでは、患者に供給される気体が所要温度及び湿度レベルで到着するように、温度と湿度とが調整されることが一般的である。状況によっては、導管加熱器ワイヤ15が、患者において所期温度を得るために呼吸回路内の気体温度を上昇させるのに十分なエネルギーを供給する。場合によっては、導管加熱器ワイヤから得られる限定された電力が(100%の負荷サイクルであってさえ)、患者に対する気体の所要温度に気体温度を上昇させるのに不十分であることがある。更に明確に述べれば、こうした加湿システムが導管14の患者側端部において所要気体温度を維持できないことは、一般的に、被加湿気体が導管壁にその熱を過剰に多く与えることに起因する導管内での結露または「水滴の滴下」の発生に結果する。本発明の好ましい実施形態による制御装置は、上記問題を最小限度にとどめるか、または、緩和するためのシステムを含む。

【0060】従って、本発明の更に別の好ましい実施形態による呼吸気加湿システムは、患者気体温度を所期レベルに維持しようとするのではなく、導管14の長さに沿って「温度勾配」を維持して、所要患者温度(または、エアウェイ目標値)を調整しようとする。エアウェイ目標値は次のように計算される。

エアウェイ目標値＝加湿室出口温度＋オフセット

前式中で、「オフセット」値が例えば3℃であり、導管14に沿って必要とされる所期温度勾配に等しい。選択される「オフセット」値は、導管の物理的特性及び形状に依存していることに留意されたい。

【0061】例えば、オフセット値が3℃で加湿室4の出口気体温度が37℃である場合には、患者に供給される気体の温度を40℃に維持するために、加熱器ワイヤ15が（例えば、負荷サイクルを調整することによって）適切にエネルギーを付与される。同様に、加湿室出口温度が31℃に低下した場合には、患者に供給される気体の温度が、34℃で到着するように調整されることになる。この両方の事例では、+3℃の温度勾配または温度差が導管に沿って維持され、結露を最少化または緩和する。

【0062】必要とされるオフセット値の維持が不可能であることが発見される（即ち、例えば、加熱器ワイヤが、例えば、導管14の患者側端部の付近に位置した温度センサによって、導管内の気体の温度を計算上の所要温度値に上昇させることが不可能である）場合には、制御装置11が、導管14に沿って所要オフセット温度を維持するために、（例えば、加熱器プレート9に供給される電力の負荷サイクルを減少させることによって）加湿室出口温度を低下させる。例えば、オフセット温度値を15分間2℃以上に維持できない場合には、加湿室出口温度を（例えば35.5℃の最低値に）0.5℃ずつ低下させ始めるように制御装置がプログラミングされることが可能である。例えば、オフセット値が3℃で初期加湿室出口温度が37℃である場合には、患者に供給される気体が40℃で到着するように調整されなければならない。しかし、患者に到着する気体が38.6℃である場合（実際オフセット値または実際温度差が1.6℃にすぎない）、制御装置11が15分後に加湿室出口温度を36.5℃に低下させる。その後で、上記計算が繰り返され、患者に到着する気体の温度が39.5℃に維持不可能である場合には、制御装置11が加湿室温度を低下させることを再考する。所要導管オフセット温度が維持されることが可能な温度に加湿室出口温度が達するまで、上記プロセスが繰り返される。更に、制御装置11は、（患者に供給される気体が再び所要温度にされることが、オフセット温度という制約のもとで可能である場合にだけ）患者に供給される気体が再び所要温度にされることが可能であるように、加湿室出口気体温度を上昇させようと試みる事が可能である。これは、周囲の状況が変化した場合にだけ可能であるにすぎないだろう。

【0063】こうして、少なくとも本発明の好ましい実施形態において、上記特徴の全てまたは一部分を含む本発明が、被加湿気体の湿度制御及び／または温度制御の実現を可能にする呼吸気加湿システムを提供する。本発

明の実施形態の1つによる気体流量プローブは、そのセンサに悪影響を与える結露の発生なしに、正確な流量測定の実現を可能にする。この精度の向上は、部分的には、気体流内での流量プローブ及び／または温度プローブの正確な位置合わせを確実なものにする位置決めシステムに基づいている。本発明による制御システムは、この流量センサによって流量を正確に検出することが可能なので、所要湿度に調整されている気体流を患者に供給することが可能である。この流量センサは、更に、「自動」制御の実現を可能にし、それによって、ユーザは、加湿器の出力を常に監視して所期の変化を実現するために入力を変化させる必要がなく、患者に対する気体供給状況の情報を加湿器に与えることだけがユーザに必要とされ、加湿器が、それ以上のユーザ入力なしに所要気体温度及び湿度を与えることが可能である。更に、本発明による加湿器は、患者に到達する気体の温度値として臨床的に適切である気体温度値を表示する。これに加えて、本発明の他の好ましい実施形態による呼吸加湿は、従来技術に比較して様々な安全上の改善をもたらす。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の好ましい実施形態の1つによって構成された流量プローブの正面図である。

【図2】図1の流量プローブを下から見た説明図である。

【図3】導管内に装着された図1の流量プローブを示す呼吸回路の断面側面図である。

【図4】導管内に装着された図1の流量プローブを示す、図3の呼吸回路を下から見た横断面図である。

【図5】図1の流量プローブを含む呼吸気加湿システムの略図である。

【図6】図5に示される呼吸気加湿システム内で使用される湿度及び温度制御システムの好ましい実施形態の1つの流れ図である。

【図7】図5に示される呼吸気加湿システム内で使用される湿度及び／または温度制御システムの好ましい実施形態の1つを例示する、「（所期湿度レベルを得るために）必要とされる目標出口温度」対「流量」のグラフである。

【図8】図5に示される呼吸気加湿システムのような呼吸気加湿システムの具体例における、「湿度（または、露点）」対「警報待機時間」のグラフである。

#### 【符号の説明】

- 3…入口
- 4…加湿室手段
- 8…水
- 9…加熱手段
- 11…制御手段
- 14…気体搬送経路
- 17…温度検出手段
- 18…温度検出手段

41

42

- 19…流量プローブ
- 20…ユーザ入力手段
- 32…センサハウジング手段
- 33…センサハウジング手段
- 34…温度検出手段
- 35…流量検出手段

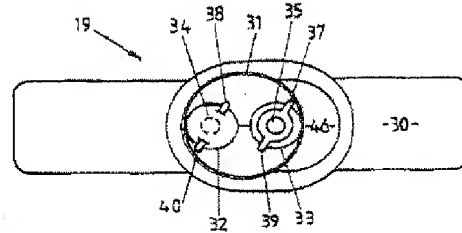
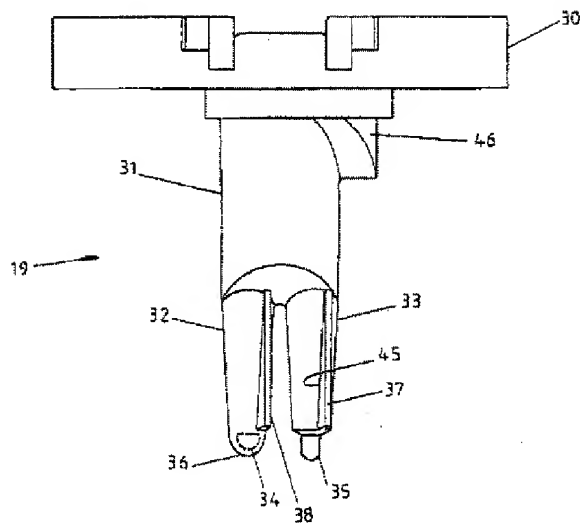
- 36…検出端部
- 37…タブ手段
- 38…タブ手段
- 39…タブ手段
- 40…タブ手段
- 60…表示手段

【図1】

【図2】

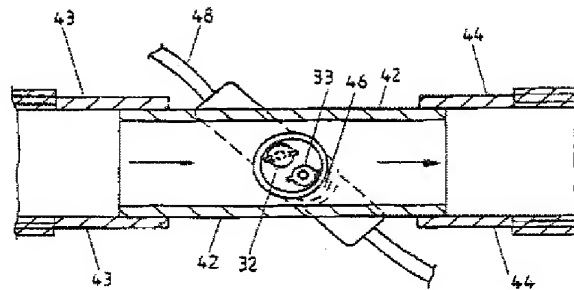
図1

図2



【図4】

図4



【図7】

図3

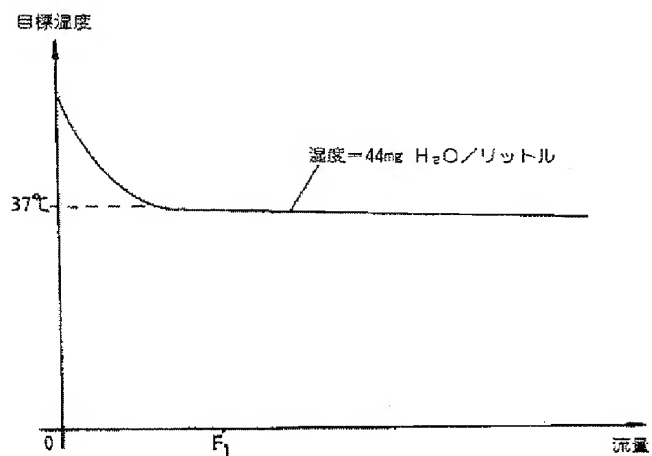
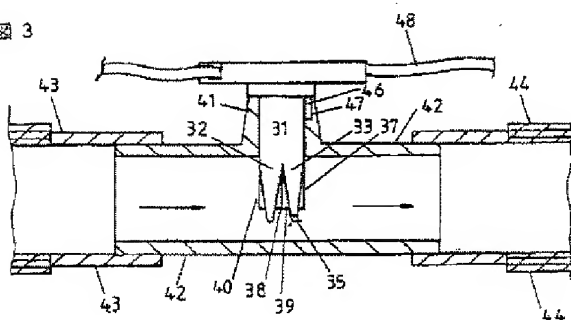
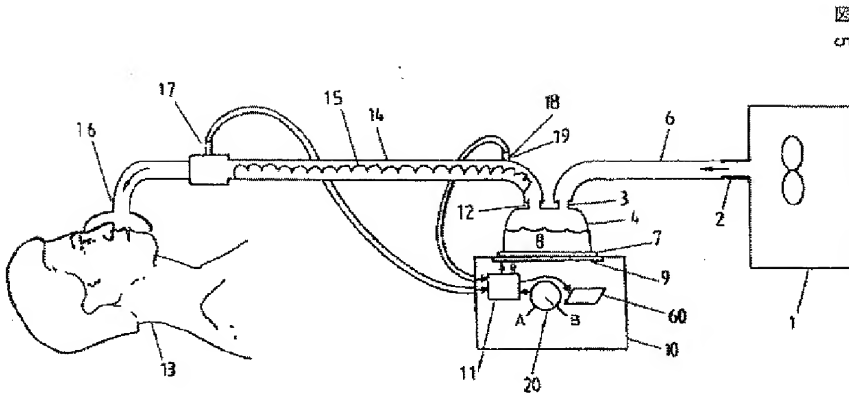


図7

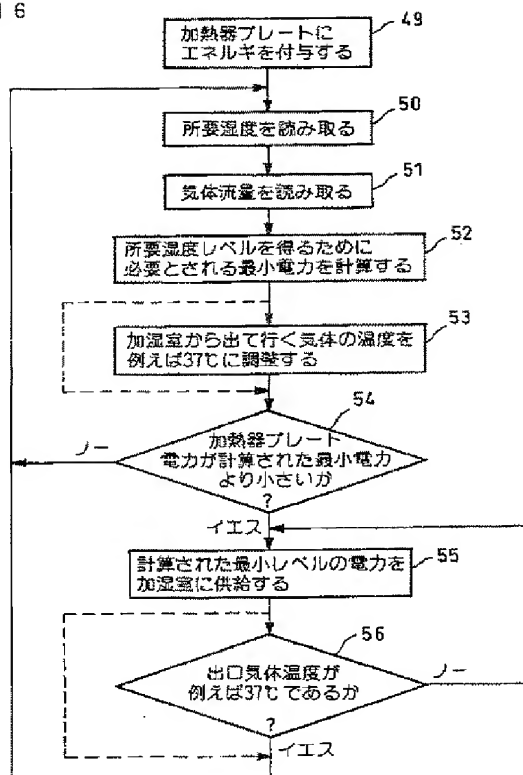


【図5】



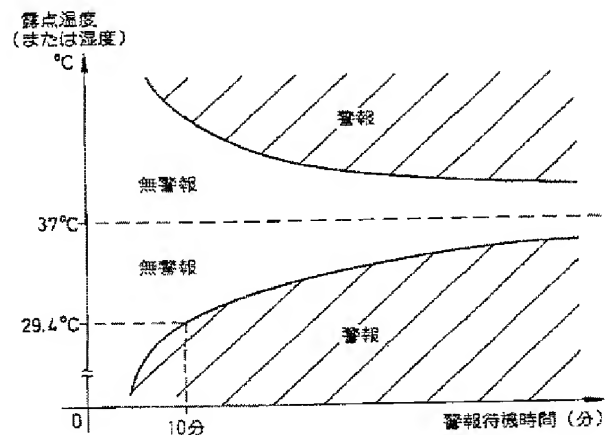
【図6】

図 6



【図8】

図 8



フロントページの続き

(72)発明者 ポール ジョン シーキンズ  
 ニュージーランド国、オークランド、バク  
 ランガ、リープズ ロード 147

(72)発明者 ピーター ジョン レオナード  
 ニュージーランド国、オークランド、セン  
 ト ヘリアーズ、ヘレン プレイス 15

## 【外国語明細書】

## 1. Title of Invention

**RESPIRATORY HUMIDIFICATION SYSTEM**

## 2. Claims

1. Sensor probe means adapted for positioning in a flow of humidified gases comprising:
  - sensor housing means adapted for positioning in said gases flow, said sensor housing means having a longitudinal axis substantially perpendicular to said humidified gases flow and a sensing end,
  - sensing means housed within said sensor housing means at or near said sensing end, and
  - at least one projecting tab means extending laterally from said sensor housing means, said at least one projecting tab means providing surfaces which enable liquid condensate to disperse away from said sensing end of said sensor housing means.
2. Sensor probe means as claimed in claim 1 wherein said sensor probe means comprise two said projecting tab means.
3. Sensor probe means as claimed in claim 1 or claim 2 wherein said two projecting tab means are oppositely positioned around said sensor housing means.
4. Sensor probe means as claimed in claim 1 or claim 2 wherein each said at least one projecting tab means is aligned parallel to said gases flow.
5. Sensor probe means as claimed in claim 1 or claim 2 wherein liquid condensate is dispersed along the lines of intersection between said sensor housing means and said at least one tab means, there existing a localised area of low surface tension along said lines of intersection.
6. Sensor probe means as claimed in claim 1 or claim 2 wherein said sensor probe means comprise two sensor housing means, a temperature sensor housing means and a flow rate sensor housing means.

7. Sensor probe means as claimed in claim 6 wherein said sensing means of said temperature sensor housing means and said flow rate sensor housing means each comprise a temperature dependent resistance.

8. Sensor probe means as claimed in claim 6 wherein said sensing means of said flow rate sensor housing means is occasionally heated to a predetermined difference temperature above the temperature of said gases flow, and the power required by said sensor means of said flow rate sensor housing means to maintain said predetermined difference temperature providing an indication of the flow rate of said gases.

9. Sensor probe means as claimed in claim 6 wherein said sensing means of said flow rate sensor housing means is exposed at or near the sensing end of the flow rate sensor housing means while the sensing means of said temperature sensor housing means is encapsulated at or near the sensing end of the temperature sensor housing means.

10. Sensor probe means as claimed in claim 6 wherein said temperature and flow rate sensor housing means are spaced across said gases flow in order that heat produced by the sensing means of said flow rate sensor housing means has substantially minimal effect on the sensing means of said temperature sensor housing means.

11. Sensor probe means as claimed in claim 6 wherein said flow rate sensor housing means is positioned up stream of said temperature sensor housing means in order that heat produced by the sensing means of said flow rate sensor housing means does not effect the sensing means of said temperature sensor housing means.

12. Sensor probe means as claimed in claim 1 or claim 2 wherein said gases flow is channelled within a conduit of known cross-sectional area, at least in the region adjacent said sensor probe means, and is provided with a sensor entry port adapted to

receive said sensor probe means, said sensor entry port being provided with a fixed locating depression and said sensor probe means being provided with a complimentary fixed locating tooth, the positioning of said temperature and flow rate sensor housing means relative to said gases flow being controlled by the interconnection of said locating depression and tooth.

13. Humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases,

flow probe means adapted to sense the flow rate of said gases flow,

temperature sensing means adapted to sense the temperature of said gases flow,

user input means to allow a user to set a required temperature of said gases flow,

control means which receives input from said flow probe means, said temperature sensing means and said user input means and controls said heating means in response to said inputs to maintain said gases flow at said required temperature.

14. Humidification apparatus as claimed in claim 13 wherein said input from said flow probe means in combination with said input from said temperature sensing means allows said control means to determine if the humidification apparatus is in a

normal operating condition or if abnormal operation has occurred.

15. Humidification apparatus as claimed in claim 13 or claim 14 wherein said flow probe means comprises:

sensor housing means adapted for positioning in said gases flow, said sensor housing means having a longitudinal axis substantially perpendicular to said humidified gases flow and a sensing end,

sensing means housed within said sensor housing means at or near said sensing end, and

at least one projecting tab means extending laterally from said sensor housing means, said at least one projecting tab means providing surfaces which enable liquid condensate to disperse away from said sensing end of said sensor housing means.

16. Humidification apparatus as claimed in claim 15 wherein said flow probe means comprise two said projecting tab means.

17. Humidification apparatus as claimed in claim 15 wherein said two projecting tab means are oppositely positioned around said sensor housing means.

18. Humidification apparatus as claimed in claim 15 wherein each said at least one projecting tab means is aligned parallel to said gases flow.

19. Humidification apparatus as claimed in claim 15 wherein liquid condensate is dispersed along the lines of intersection between said sensor housing means and said at least one tab means, there existing a localised area of low surface tension along said lines of intersection.

20. Humidification apparatus as claimed in claim 15 wherein said flow probe means comprise two sensor housing means, a temperature sensor housing means and a flow rate sensor housing means.

21. Humidification apparatus as claimed in claim 20 wherein said sensing means of said temperature sensor housing means and said flow rate sensor housing means each comprise a temperature dependent resistance.

22. Humidification apparatus as claimed in claim 20 wherein said sensing means of said flow rate sensor housing means is occasionally heated to a predetermined difference temperature above the temperature of said gases flow, the power required by said sensor means of said flow rate sensor housing means to maintain said predetermined difference temperature providing an indication of the flow rate of said gases.

23. Humidification apparatus as claimed in claim 20 wherein said sensing means of said flow rate sensor housing means is exposed at or near the sensing end of the flow rate sensor housing means while the sensing means of said temperature sensor housing means is encapsulated at or near the sensing end of the temperature sensor housing means.

24. Humidification apparatus as claimed in claim 20 wherein said temperature and flow rate sensor housing means are spaced across said gases flow in order that heat produced by the sensing means of said flow rate sensor housing means has substantially minimal effect on the sensing means of said temperature sensor housing means.

25. Humidification apparatus as claimed in claim 20 wherein said flow rate sensor housing means is positioned up stream of said temperature sensor housing means in order that heat produced by the sensing means of said flow rate sensor housing means does not effect the sensing means of said temperature sensor housing means.

26. Humidification apparatus as claimed in claim 15 wherein said gases transportation pathway means has a known cross-sectional area, at least in the region



adjacent said flow probe means, and is provided with a sensor entry port adapted to receive said flow probe means, said sensor entry port being provided with a fixed locating depression and said flow probe means being provided with a complimentary fixed locating tooth, the positioning of said temperature and flow rate sensor housing means relative to said gases flow being controlled by the interconnection of said locating depression and tooth.

27. Humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means, said heating means utilising a measurable quantity of power,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases,

flow probe means adapted to sense the flow rate of said gases flow,

control means which receives input from said flow probe means and storing a program which causes the control means to:

i) calculate the power usage required of said heating means in order to humidify said gases flow to a predetermined level at the gases flow rate sensed by said flow probe means,

ii) determine the power presently being utilised by said heating means, and

iii) supply said predetermined level of power to said heating means if the determined present power utilisation of said heating means is less than said required power usage.

28. Humidification apparatus as claimed in claim 27 wherein said step of calculating the power usage required of said heating means in order to humidify said gases flow comprises sensing the present gases flow by said flow probe means and searching in a data storage means for a previously stored power value associated with said sensed gases flow rate, said data storage means being previously supplied with flow rate and associated power usage values.

29. Humidification apparatus as claimed in claim 27 or claim 28 wherein said step of calculating the power usage required of said heating means in order to humidify said gases flow also comprises the steps of calculating the rate of evaporation required in order to attain said predetermined level at the sensed gases flow rate and then determining the power required of said heating means to produce the required said rate of evaporation.

30. Humidification apparatus as claimed in claim 27 or claim 28 wherein said humidification apparatus also comprises a temperature sensing means adapted to sense the temperature of said gases flow leaving said humidification chamber means and to supply a temperature signal to said control means and said program stored by said control means includes, between said steps (ii) and (iii), the step of:

    iia) controlling the energisation of said heating means in order to maintain said gases flow rate exiting said humidification chamber means at a predetermined temperature.

31. Humidification apparatus as claimed in claim 27 or claim 28 wherein said program stored by said control means also comprise the subsequent step of:

    iv) sensing the temperature of the gases leaving the humidification chamber means and returning to step (i) when the sensed temperature is less than said predetermined temperature.

32. Humidification apparatus as claimed in claim 27 or claim 28 wherein said flow probe means comprises:

sensor housing means adapted for positioning in said gases flow, said sensor housing means having a longitudinal axis substantially perpendicular to said humidified gases flow and a sensing end,

sensing means housed within said sensor housing means at or near said sensing end, and

at least one projecting tab means extending laterally from said sensor housing means, said at least one projecting tab means providing surfaces which enable liquid condensate to disperse away from said sensing end of said sensor housing means.

33. Humidification apparatus as claimed in claim 32 wherein said flow probe means comprise two said projecting tab means.

34. Humidification apparatus as claimed in claim 32 wherein said two projecting tab means are oppositely positioned around said sensor housing means.

35. Humidification apparatus as claimed in claim 32 wherein each said at least one projecting tab means is aligned parallel to said gases flow.

36. Humidification apparatus as claimed in claim 32 wherein liquid condensate is dispersed along the lines of intersection between said sensor housing means and said at least one tab means, there existing a localised area of low surface tension along said lines of intersection.

37. Humidification apparatus as claimed in claim 32 wherein said flow probe means comprise two sensor housing means, a temperature sensor housing means and a flow rate sensor housing means.

38. Humidification apparatus as claimed in claim 37 wherein said sensing means of said temperature sensor housing means and said flow rate sensor housing means each comprise a temperature dependent resistance.

39. Humidification apparatus as claimed in claim 37 wherein said sensing means of said flow rate sensor housing means is occasionally heated to a predetermined difference temperature above the temperature of said gases flow, the power required by said sensor means of said flow rate sensor housing means to maintain said predetermined difference temperature providing an indication of the flow rate of said gases.

40. Humidification apparatus as claimed in claim 37 wherein said sensing means of said flow rate sensor housing means is exposed at or near the sensing end of the flow rate sensor housing means while the sensing means of said temperature sensor housing means is encapsulated at or near the sensing end of the temperature sensor housing means.

41. Humidification apparatus as claimed in claim 37 wherein said temperature and flow rate sensor housing means are spaced across said gases flow in order that heat produced by the sensing means of said flow rate sensor housing means has substantially no effect on the sensing means of said temperature sensor housing means.

42. Humidification apparatus as claimed in claim 37 wherein said flow rate sensor housing means is positioned up stream of said temperature sensor housing means in order that heat produced by the sensing means of said flow rate sensor housing means does not effect the sensing means of said temperature sensor housing means.

43. Humidification apparatus as claimed in claim 32 wherein said gases transportation pathway means has a known cross-sectional area, at least in the region adjacent said sensor probe means, and is provided with a sensor entry port adapted to receive said flow probe means, said sensor entry port being provided with a fixed locating depression and said flow probe means being provided with a complimentary fixed locating tooth, the positioning of said temperature and flow rate sensor housing

means relative to said gases flow being controlled by the interconnection of said locating depression and tooth.

44. Humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases,

flow probe means adapted to sense the flow rate of said gases flow,

temperature sensing means adapted to sense the temperature of said gases flow,

user input means to allow a user to select a desired gases humidity level of said gases flow,

data storage means containing information on target gases temperatures at various gases flow rates for a number of humidification chamber outlet means temperatures,

control means which receives input from said temperature sensing means and said user input means and using said flow information from said flow probe means repeatedly obtains corresponding target temperature information from said data storage means corresponding to the desired gases humidity level and varies the heat provided by said heating means until the sensed temperature is substantially equivalent to said target temperature in order to obtain said desired gases humidity level.

45. Humidification apparatus as claimed in claim 44 wherein said gases transportation pathway means includes a heating wire means adapted to, upon energisation to a setting determined by said control means, supply heat to said gases flow between said humidification means outlet and said patient or other person in need to such gases and wherein said control means thereby controls temperature changes in said gases flow along said gases transportation pathway, said control means adjusting said setting of said heating wire to control the temperature of said gases flow delivered to said patient or other person in need of such gases to a user set desired temperature.

46. Humidification apparatus as claimed in claim 44 or claim 45 wherein said flow probe means comprises:

sensor housing means adapted for positioning in said gases flow, said sensor housing means having a longitudinal axis substantially perpendicular to said humidified gases flow and a sensing end,

sensing means housed within said sensor housing means at or near said sensing end, and

at least one projecting tab means extending laterally from said sensor housing means, said at least one projecting tab means providing surfaces which enable liquid condensate to disperse away from said sensing end of said sensor housing means.

47. Humidification apparatus as claimed in claim 46 wherein said flow probe means comprise two said projecting tab means.

48. Humidification apparatus as claimed in claim 46 wherein said two projecting tab means are oppositely positioned around said sensor housing means.

49. Humidification apparatus as claimed in claim 46 wherein each said at least one projecting tab means is aligned parallel to said gases flow.

50. Humidification apparatus as claimed in claim 46 wherein liquid condensate is



dispersed along the lines of intersection between said sensor housing means and said at least one tab means, there existing a localised area of low surface tension along said lines of intersection.

51. Humidification apparatus as claimed in claim 46 wherein said flow probe means comprise two sensor housing means, a temperature sensor housing means and a flow rate sensor housing means.

52. Humidification apparatus as claimed in claim 51 wherein said sensing means of said temperature sensor housing means and said flow rate sensor housing means each comprise a temperature dependent resistance.

53. Humidification apparatus as claimed in claim 51 wherein said sensing means of said flow rate sensor housing means is occasionally heated to a predetermined difference temperature above the temperature of said gases flow and the power required by said sensor means of said flow rate sensor housing means to maintain said predetermined difference temperature providing an indication of the flow rate of said gases.

54. Humidification apparatus as claimed in claim 51 wherein said sensing means of said flow rate sensor housing means is exposed at or near the sensing end of the flow rate sensor housing means while the sensing means of said temperature sensor housing means is encapsulated at or near the sensing end of the temperature sensor housing means.

55. Humidification apparatus as claimed in claim 51 wherein said temperature and flow rate sensor housing means are spaced across said gases flow in order that heat produced by the sensing means of said flow rate sensor housing means has substantially minimal effect on the sensing means of said temperature sensor housing means.

56. Humidification apparatus as claimed in claim 51 wherein said flow rate sensor housing means is positioned up stream of said temperature sensor housing means in order that heat produced by the sensing means of said flow rate sensor housing means does not effect the sensing means of said temperature sensor housing means.

57. Humidification apparatus as claimed in claim 46 wherein said gases transportation pathway means has a known cross-sectional area, at least in the region adjacent said sensor probe means, and is provided with a sensor entry port adapted to receive said flow probe means, said sensor entry port being provided with a fixed locating depression and said flow probe means being provided with a complimentary fixed locating tooth, the positioning of said temperature and flow rate sensor housing means relative to said gases flow being controlled by the interconnection of said locating depression and tooth.

58. Humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases,

flow probe means adapted to sense the flow rate of said gases flow,  
temperature sensing means adapted to sense the temperature of said gases flow,

user input means which may be in one of a predetermined number of states

corresponding to one of a number of gases delivery configurations, each configuration optimally requiring a predetermined gases temperature and humidity level,

control means which receives input from said flow probe means, said temperature sensing means and said user input means and controls said heating means to provide said gases flow to said patient or other person in need of such gases at a temperature and humidity level as indicated by said user input means.

59. Humidification apparatus as claimed in claim 58 wherein said user input means comprise a two state input device with a first state corresponding to an intubated gases delivery configuration and a second state corresponding to an intact airways gases delivery configuration.

60. Humidification apparatus as claimed in claim 59 wherein said intubated gases delivery configuration comprises delivering gases at a temperature of about 37°C and a humidity of about 44mg H<sub>2</sub>O per litre of gases and said intact airways gases delivery configuration comprises delivering gases at a temperature of about 32°C and a humidity level of about 30mg H<sub>2</sub>O per litre of gases.

61. Humidification apparatus as claimed in claim 58 or claim 59 wherein said control means receives input from said flow probe means and stores a program which causes the control means to:

- i) calculate the power usage required of said heating means in order to humidify said gases flow to a predetermined level at the gases flow rate sensed by said flow probe means,
- ii) determine the power presently being utilised by said heating means, and
- iii) supply said predetermined level of power to said heating means if the determined present power utilisation of said heating means is less than said required power usage.

62. Humidification apparatus as claimed in claim 61 wherein said step of

calculating the power usage required of said heating means in order to humidify said gases flow comprises sensing the present gases flow by said flow probe means and searching in a data storage means for a previously stored power value associated with said sensed gases flow rate, said data storage means being previously supplied with flow rate and associated power usage values.

63. Humidification apparatus as claimed in claim 61 wherein said step of calculating the power usage required of said heating means in order to humidify said gases flow also comprises the steps of calculating the rate of evaporation required in order to attain said predetermined level at the sensed gases flow rate and then determining the power required of said heating means to produce the required said rate of evaporation.

64. Humidification apparatus as claimed in claim 61 wherein said program stored by said control means includes, between said steps (ii) and (iii), the step of:

    iia) controlling the energisation of said heating means in order to maintain said gases flow rate exiting said humidification chamber means at a predetermined temperature.

65. Humidification apparatus as claimed in claim 61 wherein said program stored by said control means also comprise the subsequent step of:

    iv) sensing the temperature of the gases leaving the humidification chamber means and returning to step (i) when the sensed temperature is less than said predetermined temperature.

66. Humidification apparatus as claimed in claim 61 wherein said humidification apparatus also comprise data storage means containing information on target gases temperatures at various gases flow rates for a number of humidification chamber outlet means temperatures and said control means receives input from said temperature sensing means and said user input means and using said flow information from said flow probe means repeatedly obtains corresponding target

temperature information from said data storage means corresponding to the desired gases humidity level and varies the heat provided by said heating means until the sensed temperature is substantially equivalent to said target temperature in order to obtain said desired gases humidity level.

67. Humidification apparatus as claimed in claim 58 or claim 59 wherein said gases transportation pathway means includes a heating wire means adapted to, upon energisation to a setting determined by said control means, supply heat to said gases flow between said humidification means outlet and said patient or other person in need to such gases and wherein said control means thereby controls temperature changes in said gases flow along said gases transportation pathway, said control means adjusting said setting of said heating wire to control the temperature of said gases flow delivered to said patient or other person in need of such gases to a user set desired temperature.

68. Humidification apparatus as claimed in claim 58 or claim 59 wherein said flow probe means comprises:

sensor housing means adapted for positioning in said gases flow, said sensor housing means having a longitudinal axis substantially perpendicular to said humidified gases flow and a sensing end,

sensing means housed within said sensor housing means at or near said sensing end, and

at least one projecting tab means extending laterally from said sensor housing means, said at least one projecting tab means providing surfaces which enable liquid condensate to disperse away from said sensing end of said sensor housing means.

69. Humidification apparatus as claimed in claim 68 wherein said flow probe means comprise two said projecting tab means.

70. Humidification apparatus as claimed in claim 68 wherein said two projecting tab means are oppositely positioned around said sensor housing means.

71. Humidification apparatus as claimed in claim 68 wherein each said at least one projecting tab means is aligned parallel to said gases flow.
72. Humidification apparatus as claimed in claim 68 wherein liquid condensate is dispersed along the lines of intersection between said sensor housing means and said at least one tab means, there existing a localised area of low surface tension along said lines of intersection.
73. Humidification apparatus as claimed in claim 68 wherein said flow probe means comprise two sensor housing means, a temperature sensor housing means and a flow rate sensor housing means.
74. Humidification apparatus as claimed in claim 73 wherein said sensing means of said temperature sensor housing means and said flow rate sensor housing means each comprise a temperature dependent resistance.
75. Humidification apparatus as claimed in claim 73 wherein said sensing means of said flow rate sensor housing means is occasionally heated to a predetermined difference temperature above the temperature of said gases flow and the power required by said sensor means of said flow rate sensor housing means to maintain said predetermined difference temperature providing an indication of the flow rate of said gases.
76. Humidification apparatus as claimed in claim 73 wherein said sensing means of said flow rate sensor housing means is exposed at or near the sensing end of the flow rate sensor housing means while the sensing means of said temperature sensor housing means is encapsulated at or near the sensing end of the temperature sensor housing means.
77. Humidification apparatus as claimed in claim 73 wherein said temperature and flow rate sensor housing means are spaced across said gases flow in order that



heat produced by the sensing means of said flow rate sensor housing means has substantially minimal effect on the sensing means of said temperature sensor housing means.

78. Humidification apparatus as claimed in claim 73 wherein said flow rate sensor housing means is positioned up stream of said temperature sensor housing means in order that heat produced by the sensing means of said flow rate sensor housing means does not effect the sensing means of said temperature sensor housing means.

79. Humidification apparatus as claimed in claim 68 wherein said gases transportation pathway means has a known cross-sectional area, at least in the region adjacent said sensor probe means, and is provided with a sensor entry port adapted to receive said flow probe means, said sensor entry port being provided with a fixed locating depression and said flow probe means being provided with a complimentary fixed locating tooth, the positioning of said temperature and flow rate sensor housing means relative to said gases flow being controlled by the interconnection of said locating depression and tooth.

80. Humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases, said gases transportation pathway means having a

patient end, distal to said end connected to said outlet of said humidification chamber means,

first temperature sensing means adapted to sense the temperature of said gases flow substantially at said outlet of said humidification chamber means,

second temperature sensing means adapted to sense the temperature of said gases flow substantially at said patient end of said gases transportation pathway means,

display means adapted to display temperature information to a user,

control means which receives input from said first temperature sensing means and outputs a signal to said display means to cause a temperature to be displayed to the user which is the lower of the temperatures sensed by said first and said second temperature sensing means.

81. Humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases,

flow probe means adapted to sense the flow rate of said gases flow, and

control means which receives input from said flow probe means and compares the sensed flow rate of said gases flow with a predetermined minimum required gases flow rate and places the humidification apparatus into a safe mode of operation if the sensed rate is less than said predetermined minimum rate.

82. Humidification apparatus as claimed in claim 81 wherein said predetermined minimum required gases flow rate is about 1.5 litres per minute.
83. Humidification apparatus as claimed in claim 81 or claim 82 wherein heating plate temperature sensing means are also provided and said safe mode of operation includes said control means energising said heating means in such a way as to ensure that the temperature of said heating means does not exceed a predetermined maximum temperature.
84. Humidification apparatus as claimed in claim 81 or claim 82 wherein said safe mode of operation includes said control means limiting the power supplied to said heating means to a predetermined maximum level
85. Humidification apparatus as claimed in claim 81 or claim 82 wherein said flow probe means comprises:
- sensor housing means adapted for positioning in said gases flow, said sensor housing means having a longitudinal axis substantially perpendicular to said humidified gases flow and a sensing end,
  - sensing means housed within said sensor housing means at or near said sensing end, and
  - at least one projecting tab means extending laterally from said sensor housing means, said at least one projecting tab means providing surfaces which enable liquid condensate to disperse away from said sensing end of said sensor housing means.
86. Humidification apparatus as claimed in claim 85 wherein said sensor probe means comprise two said projecting tab means.
87. Humidification apparatus as claimed in claim 85 wherein said two projecting tab means are oppositely positioned around said sensor housing means.
88. Humidification apparatus as claimed in claim 85 wherein each said at least

one projecting tab means is aligned parallel to said gases flow.

89. Humidification apparatus means as claimed in claim 85 wherein liquid condensate is dispersed along the lines of intersection between said sensor housing means and said at least one tab means, there existing a localised area of low surface tension along said lines of intersection.

90. Humidification apparatus means as claimed in claim 85 wherein said sensor probe means comprise two sensor housing means, a temperature sensor housing means and a flow rate sensor housing means.

91. Humidification apparatus means as claimed in claim 90 wherein said sensing means of said temperature sensor housing means and said flow rate sensor housing means each comprise a temperature dependent resistance.

92. Humidification apparatus means as claimed in claim 90 wherein said sensing means of said flow rate sensor housing means is occasionally heated to a predetermined difference temperature above the temperature of said gases flow, and the power required by said sensor means of said flow rate sensor housing means to maintain said predetermined difference temperature providing an indication of the flow rate of said gases.

93. Humidification apparatus means as claimed in claim 90 wherein said sensing means of said flow rate sensor housing means is exposed at or near the sensing end of the flow rate sensor housing means while the sensing means of said temperature sensor housing means is encapsulated at or near the sensing end of the temperature sensor housing means.

94. Humidification apparatus means as claimed in claim 90 wherein said temperature and flow rate sensor housing means are spaced across said gases flow in order that heat produced by the sensing means of said flow rate sensor housing

means has substantially minimal effect on the sensing means of said temperature sensor housing means.

95. Humidification apparatus means as claimed in claim 90 wherein said flow rate sensor housing means is positioned up stream of said temperature sensor housing means in order that heat produced by the sensing means of said flow rate sensor housing means does not effect the sensing means of said temperature sensor housing means.

96. Humidification apparatus means as claimed in claim 85 wherein said gases flow is channelled within a conduit of known cross-sectional area, at least in the region adjacent said flow probe means, and is provided with a sensor entry port adapted to receive said flow probe means, said sensor entry port being provided with a fixed locating depression and said flow probe means being provided with a complimentary fixed locating tooth, the positioning of said temperature and flow rate sensor housing means relative to said gases flow being controlled by the interconnection of said locating depression and tooth.

97. Humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases, said gases transportation pathway means having a patient end, distal to said end connected to said outlet of said humidification

chamber means,

humidity sensing means which senses the humidity of said gases flow being supplied to said patient,

timer means which may be used to time certain humidification apparatus events,

alarm means which may be energised to provide a warning signal after a predetermined alarm time,

storage means which stores said alarm times for a number of associated sensed humidity values, and

control means which stores a program which causes the control means to:

- i) receive input of said sensed humidity value from said humidity sensing means,
- ii) obtain from said storage means the alarm time associated with said sensed humidity value,
- iii) start said timer means,
- iv) wait until the time elapsed by said timer means substantially equals said alarm time and
- v) energise said alarm means to provide said warning signal.

98. Humidification apparatus means as claimed in claim 97 wherein said alarm times stored in said storage means are greater for sensed humidity values which are nearer to a predetermined required humidity value and smaller for sensed humidity values which are further away from said predetermined required humidity value.

99. Humidification apparatus means as claimed in claim 98 wherein said storage means stores a number of sets of alarm times for a number of associated sensed humidity values, each set corresponding to individual said required humidity values.

100. Humidification apparatus means as claimed in claim 97 or claim 98 wherein said humidity sensing means comprise dew point sensing means.



101. Humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means,

heating means power utilisation sensing means which monitors the level of power being used by said heating means,

heating means temperature sensing means which senses the temperature of said heating means,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases, said gases transportation pathway means having a patient end, distal to said end connected to said outlet of said humidification chamber means,

alarm means which may be energised to provide a warning signal after a predetermined alarm time, and

control means which stores a program which causes the control means to:

i) determine a difference temperature by subtracting the gases temperature determined by said gases flow temperature sensing means from the heating means temperature sensed by said heating means temperature sensing means,

ii) determine a power requirement value for the heating means from said heating means power utilisation sensing means,

iii) calculate a thermal conductivity value by dividing said power requirement value by said difference temperature,

iv) energise said alarm means if said calculated thermal conductivity value is less than a predetermined minimum allowable thermal conductivity value.

102. Humidification apparatus means as claimed in claim 101 which also comprises flow probe means, adapted to sense the flow rate of said gases flow and storage means which stores a number of said predetermined minimum allowable thermal conductivity values with associated gases flow rates, and said control means is also programmed to carry out the step of

    iii) determining the gases flow rate from said flow probe means and obtaining from said storage means the predetermined minimum allowable thermal conductivity value associated with the determined gases flow rate.

103. Humidification apparatus means as claimed in claim 101 or claim 102 wherein said control means is also programmed to carry out the step of

    v) waiting a predetermined period of time and then repeating steps (i) to (v).

104. Humidification apparatus as claimed in claim 102 wherein said flow probe means comprises:

    sensor housing means adapted for positioning in said gases flow, said sensor housing means having a longitudinal axis substantially perpendicular to said humidified gases flow and a sensing end,

    sensing means housed within said sensor housing means at or near said sensing end, and

    at least one projecting tab means extending laterally from said sensor housing means, said at least one projecting tab means providing surfaces which enable liquid condensate to disperse away from said sensing end of said sensor housing means.

105. Humidification apparatus as claimed in claim 104 wherein said sensor probe means comprise two said projecting tab means.

106. Humidification apparatus as claimed in claim 104 or claim 105 wherein said two projecting tab means are oppositely positioned around said sensor housing means.

107. Humidification apparatus as claimed in claim 104 or claim 105 wherein each said at least one projecting tab means is aligned parallel to said gases flow.

108. Humidification apparatus means as claimed in claim 104 or claim 105 wherein liquid condensate is dispersed along the lines of intersection between said sensor housing means and said at least one tab means, there existing a localised area of low surface tension along said lines of intersection.

109. Humidification apparatus means as claimed in claim 104 or claim 105 wherein said sensor probe means comprise two sensor housing means, a temperature sensor housing means and a flow rate sensor housing means.

110. Humidification apparatus means as claimed in claim 109 wherein said sensing means of said temperature sensor housing means and said flow rate sensor housing means each comprise a temperature dependent resistance.

111. Humidification apparatus means as claimed in claim 109 wherein said sensing means of said flow rate sensor housing means is occasionally heated to a predetermined difference temperature above the temperature of said gases flow, and the power required by said sensor means of said flow rate sensor housing means to maintain said predetermined difference temperature providing an indication of the flow rate of said gases.

112. Humidification apparatus means as claimed in claim 109 wherein said sensing means of said flow rate sensor housing means is exposed at or near the sensing end of the flow rate sensor housing means while the sensing means of said temperature sensor housing means is encapsulated at or near the sensing end of the temperature sensor housing means.

113. Humidification apparatus means as claimed in claim 109 wherein said temperature and flow rate sensor housing means are spaced across said gases flow in

order that heat produced by the sensing means of said flow rate sensor housing means has substantially minimal effect on the sensing means of said temperature sensor housing means.

114. Humidification apparatus means as claimed in claim 109 wherein said flow rate sensor housing means is positioned up stream of said temperature sensor housing means in order that heat produced by the sensing means of said flow rate sensor housing means does not effect the sensing means of said temperature sensor housing means.

115. Humidification apparatus means as claimed in claim 102 wherein said gases flow is channelled within a conduit of known cross-sectional area, at least in the region adjacent said flow probe means, and is provided with a sensor entry port adapted to receive said flow probe means, said sensor entry port being provided with a fixed locating depression and said flow probe means being provided with a complimentary fixed locating tooth, the positioning of said temperature and flow rate sensor housing means relative to said gases flow being controlled by the interconnection of said locating depression and tooth.

116. Humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means, said heating means utilising a measurable quantity of power,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other

person in need of such gases,

gases transportation pathway heating means which are energisable to supply heat to said gases flow along at least a part of the length of said gases transportation pathway means,

gases temperature sensing means which senses the temperature of said gases flow leaving said humidification chamber means,

user input means to allow a user to enter a required temperature offset value which is the required difference in temperature between the said sensed gases temperature and the temperature of the gases flow delivered to said patient,

control means which stores a program which causes the control means to:

i) determine the gases temperature of the gases leaving said humidification chamber means using said gases temperature sensing means,

ii) receive said offset temperature value from said user input means,

iii) calculate an airway set-point temperature by adding said gases temperature to said offset temperature,

iv) energise said gases transportation pathway heating means to increase the temperature of said gases flow by said offset value along the length of said gases transportation pathway means.

117. Humidification apparatus means as claimed in claim 116 wherein said control means is also programmed to carry out the step of:

(iv) determining whether said offset temperature has been achieved along said gases transportation pathway means and if said offset temperature has not been achieved after a predetermined period of time then said heating means is controlled to reduce the temperature sensed by said gases temperature sensing means by a predetermined amount.

118. Humidification apparatus means as claimed in claim 116 wherein said control means is also programmed to carry out the step of:

vi) repeating steps (i) to (vi) until said offset temperature is maintained along said gases transportation pathway means.

### 3. Detailed Description of Invention

#### Field of the Invention

This invention relates to gases distribution systems and in particular, though not solely, to respiratory humidifier systems which humidify gases for a patient, or other person in need of such gases, to breathe.

#### Description of the Prior Art

Many, if not all, existing respiratory humidification systems which deliver humidified gases (such as oxygen or anaesthetic gases) to a patient, or other person in need of such gases, operate as temperature controllers. That is, the temperature of the gases leaving the humidification device in the breathing circuit is monitored and the heat source controlled in response to changes in that temperature to achieve a desired outgoing humidified gases temperature. An example of this type of humidifier control system is disclosed in our prior United States Patent No. 5,558,084. This method of control has a number of disadvantages including:

- In situations with high incoming gases temperature (approaching the desired outgoing gases temperature) little heat is necessarily supplied to the gases by the humidification process to achieve the required temperature. Accordingly, little humidification of the gases is also achieved.

- The dependency on temperature sensors in this control method means that incorrect placement or connection of the temperature sensors can lead to impaired performance of the entire humidification and breathing system.

- Lack of flow sensors which, if provided, would enable certain breathing circuit conditions to be easily recognised and appropriate action to be taken by the humidification device (and/or the gases supply). Flow sensors have previously not been utilised in humidification systems due to insufficient robustness and problems

of condensation occurring on the flow sensor, leading to incorrect flow readings.

- Gases being supplied to the patient at a pressure/humidity combination which is inappropriate. It is well known that certain humidity levels are required of gases which are to be administered to a patient. Different humidity values are specifically suitable to intact (for example face mask) or bypassed (intubation delivery of gases) airways. Temperature sensing alone can not ensure that these required temperature/humidity values are achieved.

- Some existing respiratory humidification devices require users to adjust dials which have little or no intuitive relationship to the actual physical parameters they are intended to control. Often the dials adjust the required gases outlet temperature and/or the heating supplied by the heater wire provided within the conduit connecting humidifier to patient (and sometimes also the conduit connecting the patient back to the gases supply). The most important parameter in humidified gases supply to a patient is the humidity of the gases as insufficient humidity can very quickly dehydrate the patient's airways. Accordingly, users have little or no idea where to position the dials to produce the desired result of optimum humidity in the supplied gases at the existing flow rate. An automated system in which the user need only inform the humidification device if the patient receiving the humidified gases has intact or by-passed airways would be a major advance.

- Many existing respiratory humidification devices display the gases temperature being supplied to the patient. As previously mentioned, the most important parameter in respiratory humidification systems is the humidity of the gases. Often, the temperature displayed has no relationship to the actual humidity of the gases being supplied to the patient due to heating in the delivery circuit and can therefore be misleading to the average health care professional. It would, therefore, be an advantage if the temperature displayed was in some way related to or indicative of the humidity of the gases being supplied to the patient.

#### BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

It is, therefore, an object of the present invention to provide a respiratory



humidifier system which will go at least some way towards overcoming the above disadvantages or which at least provide the industry with a useful choice.

Accordingly, in a first aspect, the invention consists in sensor probe means adapted for positioning in a flow of humidified gases comprising:

sensor housing means adapted for positioning in said gases flow, said sensor housing means having a longitudinal axis substantially perpendicular to said humidified gases flow and a sensing end,

sensing means housed within said sensor housing means at or near said sensing end, and

at least one projecting tab means extending laterally from said sensor housing means, said at least one projecting tab means providing surfaces which enable liquid condensate to disperse away from said sensing end of said sensor housing means.

In a second aspect, the invention consists in humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases,

flow probe means adapted to sense the flow rate of said gases flow,

temperature sensing means adapted to sense the temperature of said gases flow,

user input means to allow a user to set a required temperature of said gases flow,

control means which receives input from said flow probe means, said

temperature sensing means and said user input means and controls said heating means in response to said inputs to maintain said gases flow at said required temperature.

In a third aspect, the invention consists in humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means, said heating means utilising a measurable quantity of power,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases,

flow probe means adapted to sense the flow rate of said gases flow,

control means which receives input from said flow probe means and storing a program which causes the control means to:

i) calculate the power usage required of said heating means in order to humidify said gases flow to a predetermined level at the gases flow rate sensed by said flow probe means,

ii) determine the power presently being utilised by said heating means, and

iii) supply said predetermined level of power to said heating means if the determined present power utilisation of said heating means is less than said required power usage.

In a fourth aspect, the invention consists in humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having

an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases,

flow probe means adapted to sense the flow rate of said gases flow,

temperature sensing means adapted to sense the temperature of said gases flow,

user input means to allow a user to select a desired gases humidity level of said gases flow,

data storage means containing information on target gases temperatures at various gases flow rates for a number of humidification chamber outlet means temperatures,

control means which receives input from said temperature sensing means and said user input means and using said flow information from said flow probe means repeatedly obtains corresponding target temperature information from said data storage means corresponding to the desired gases humidity level and varies the heat provided by said heating means until the sensed temperature is substantially equivalent to said target temperature in order to obtain said desired gases humidity level.

In a fifth aspect, the invention consists in humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and

adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases,

flow probe means adapted to sense the flow rate of said gases flow,

temperature sensing means adapted to sense the temperature of said gases flow,

user input means which may be in one of a predetermined number of states corresponding to one of a number of gases delivery configurations, each configuration optimally requiring a predetermined gases temperature and humidity level,

control means which receives input from said flow probe means, said temperature sensing means and said user input means and controls said heating means to provide said gases flow to said patient or other person in need of such gases at a temperature and humidity level as indicated by said user input means.

In a sixth aspect, the invention consists in humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases, said gases transportation pathway means having a patient end, distal to said end connected to said outlet of said humidification

chamber means,

first temperature sensing means adapted to sense the temperature of said gases flow substantially at said outlet of said humidification chamber means,

second temperature sensing means adapted to sense the temperature of said gases flow substantially at said patient end of said gases transportation pathway means,

display means adapted to display temperature information to a user,

control means which receives input from said first temperature sensing means and outputs a signal to said display means to cause a temperature to be displayed to the user which is the lower of the temperatures sensed by said first and said second temperature sensing means.

In a seventh aspect, the invention consists in humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases,

flow probe means adapted to sense the flow rate of said gases flow, and

control means which receives input from said flow probe means and compares the sensed flow rate of said gases flow with a predetermined minimum required gases flow rate and places the humidification apparatus into a safe mode of operation if the sensed rate is less than said predetermined minimum rate.

In an eighth aspect the invention consists in humidification apparatus for humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such

gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases, said gases transportation pathway means having a patient end, distal to said end connected to said outlet of said humidification chamber means,

humidity sensing means which senses the humidity of said gases flow being supplied to said patient,

timer means which may be used to time certain humidification apparatus events,

alarm means which may be energised to provide a warning signal after a predetermined alarm time,

storage means which stores said alarm times for a number of associated sensed humidity values, and

control means which stores a program which causes the control means to:

- i) receive input of said sensed humidity value from said humidity sensing means,
- ii) obtain from said storage means the alarm time associated with said sensed humidity value,
- iii) start said timer means,
- iv) wait until the time elapsed by said timer means substantially equals said alarm time and
- v) energise said alarm means to provide said warning signal.

In a ninth aspect the invention consists in humidification apparatus for

humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means,

heating means power utilisation sensing means which monitors the level of power being used by said heating means,

heating means temperature sensing means which senses the temperature of said heating means,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases, said gases transportation pathway means having a patient end, distal to said end connected to said outlet of said humidification chamber means,

alarm means which may be energised to provide a warning signal after a predetermined alarm time, and

control means which stores a program which causes the control means to:

i) determine a difference temperature by subtracting the gases temperature determined by said gases flow temperature sensing means from the heating means temperature sensed by said heating means temperature sensing means,

ii) determine a power requirement value for the heating means from said heating means power utilisation sensing means,

iii) calculate a thermal conductivity value by dividing said power requirement value by said difference temperature,

iv) energise said alarm means if said calculated thermal conductivity value is less than a predetermined minimum allowable thermal conductivity value.

In a tenth aspect the invention consists in humidification apparatus for

humidifying a gases flow to be supplied to a patient or other person in need of such gases comprising:

humidification chamber means adapted to hold a quantity of water and having an inlet and an outlet to allow said gases flow to pass through said humidification chamber means,

heating means provided adjacent said humidification chamber means and adapted to provide heat to said quantity of water in said humidification chamber means in order to provide water vapour to said gases flow passing through said humidification chamber means, said heating means utilising a measurable quantity of power,

gases transportation pathway means connected to said outlet of said humidification chamber means to convey said gases flow to said patient or other person in need of such gases,

gases transportation pathway heating means which are energisable to supply heat to said gases flow along at least a part of the length of said gases transportation pathway means,

gases temperature sensing means which senses the temperature of said gases flow leaving said humidification chamber means,

user input means to allow a user to enter a required temperature offset value which is the required difference in temperature between the said sensed gases temperature and the temperature of the gases flow delivered to said patient,

control means which stores a program which causes the control means to:

i) determine the gases temperature of the gases leaving said humidification chamber means using said gases temperature sensing means,

ii) receive said offset temperature value from said user input means,

iii) calculate an airway set-point temperature by adding said gases temperature to said offset temperature,

iv) energise said gases transportation pathway heating means to increase the temperature of said gases flow by said offset value along the length of said gases transportation pathway means.

To those skilled in the art to which the invention relates, many changes in



construction and widely differing embodiments and applications of the invention will suggest themselves without departing from the scope of the invention as defined in the appended claims. The disclosures and the descriptions herein are purely illustrative and are not intended to be in any sense limiting.

#### **DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENT**

With reference to the accompanying drawings and in particular to Figure 5, an example humidification apparatus or respiratory humidification system incorporating preferred embodiments of the present invention is illustrated. Included in the respiratory humidification system is a ventilator or gases supply means or blower 1 having an outlet 2 which supplies gases (for example oxygen, anaesthetic gases or air) to the inlet 3 of a humidification chamber means 4 via a conduit 6. Humidification chamber means 4 may, for example comprise a plastics formed chamber having a metal base 7 sealed thereto. Humidification chamber 4 is adapted to hold a volume of water 8 which is heated by a heater plate means 9 under the control of controller or control means 11 of a humidification device or humidifier 10.

As the water within chamber 4 is heated it will slowly evaporate, mixing water vapour with the gases flow through the humidification chamber from ventilator 1. Accordingly, humidified gases leave humidification chamber 4 via outlet 12 and are passed to a patient or other person in need of such gases 13 through a gases transportation pathway or inspiratory conduit 14. In order to reduce condensation within the inspiratory conduit 14 and to raise the temperature of the gases provided to the patient 13 a heating wire means 15 may be provided which may be energised under the control of control means 11.

In Figure 1 a gases mask 16 is shown over the patient's nose and mouth (referred to as "Intact Airways" gases delivery) however it should be understood that many gases delivery configurations exist such as intubation in which a delivery tube is positioned in the patient's trachea to by-pass the patient's airways (known as "Intubated Airways" gases delivery). It is also possible to provide a return path for the patient's exhaled gases back to ventilator 1. In this case a suitable fitting such as a "Y-piece" may be attached between the patient (13), inspiratory conduit (14) and an expiratory conduit (not shown) which is connected to an inlet (not shown) of ventilator 1.

Control means 11 may for example comprise a microprocessor or logic circuit with associated memory or storage means which holds a software program which, when executed by control means 11, controls the operation of the humidification system in accordance with instructions set in the software and also in response to

external inputs. For example, control means 11 may be provided with input from heater plate 9 so that control means 11 is provided with information on the temperature and/or power usage of the heater plate 9. In addition, control means 11 could be provided with inputs of temperature of the gases flow, for example a temperature sensing means or temperature probe 17 may be provided at or near the patient to indicate the gases temperature being received by the patient and a further temperature probe 18 may be provided to indicate to control means 11 the temperature of the humidified gases flow as it leaves outlet 12 of humidification chamber 4. Furthermore, a flow sensing means or flow probe 19 may be provided anywhere in the breathing circuit ("the breathing circuit" comprises the parts of the humidification apparatus through which the gases flow passes). The flow probe 19 is shown in Figure 5 in the same position as temperature probe 18 as the two devices may both be provided in one probe as will be described below.

A still further input to control means 11 may be a user input means or switch 20 which could be used to allow a user (such as a health care professional or the patient themselves) to set a desired gases temperature of gases to be delivered or a desired gases humidity level to be delivered or alternatively other functions could be controlled by switch 20 such as control of the heating delivered by heater wire 15 or selecting from a number of automatic gases delivery configurations (which will be described below).

A number of preferred embodiments of the system (or parts thereof) set out above will now be described in more detail.

### Flow Probe

With reference to Figures 1 and 2, the preferred form of flow probe 19 is shown. Flow probe 19 is preferably formed by moulding in a plastics material such as polycarbonate and comprises a base portion 30 adapted to hold wire conductors (48 in Figures 3 and 4) which carry electrical signals to and from control means 11. Protruding from base 30 is a stem 31 which has at least one sensor housing means 32 and 33 protruding from its end furthest from base 30. Sensor housing means 32 and

33 are preferably rounded in cross-section and substantially tapered or conical in elevation with a rounded tip at the end (the sensing end 36) furthest from base 30.

Shown in Figure 1 are two sensor housing means 32 and 33. In the embodiment shown, one sensor housing means 32 is provided as a temperature sensing means while the other sensor housing means is provided to perform the function of flow rate sensing means. Within sensor housing means 32 and 33 are sensing means 34 and 35, for example thermistors (temperature dependent resistors), which are provided to sense the respective properties of temperature and flow rate of the gases flowing in the humidification system. In the case of the temperature sensing means 34, controller 11 may provide a voltage across the thermistor and receive a temperature signal in the form of the current passing through the thermistor which will be dependent on the temperature of the gases. To protect thermistor 34, sensor housing means 32 completely encases or encapsulates the thermistor, however as there is only a thin layer of plastics material between the thermistor and the gases flow, the temperature reading obtained is still accurate.

In the case of the flow sensing means 35, controller 11 may on occasion provide a current to the thermistor for a duration sufficient to warm the thermistor to a first known temperature and then disconnect the current supply and monitor the change in temperature of the thermistor (by monitoring its change in resistance). Controller 11 may then start a timing means and determine the length of time taken for the thermistor's temperature to drop to a second predetermined temperature. The time taken for the thermistor 35 to change in temperature from the first to the second known temperature along with a known cross-sectional area of gases flow (for example a 12 mm diameter conduit) providing controller 11 with an indication of the flow rate of the gases as they conduct heat away from the heated thermistor. It can be seen that thermistor 35 is not encased or encapsulated in the same way as thermistor 34. This is because any layer of material between the thermistor 35 and the gases flow would influence the heat transfer rate from thermistor to gases and thus reduce the accuracy of the flow rate reading.

In a more preferable embodiment, the flow rate of the gases flow would be determined by supplying current to thermistor 35 to raise its temperature above the

temperature of the gases flow by a preselected difference temperature, for example 60° C. Controller 11 then monitors the power drawn by thermistor 35 in maintaining the fixed temperature difference. The power usage in association with the cross-sectional area of the gases flow (for example a 12 mm diameter conduit in the region of the flow probe) provide the controller 11 with an indication of the flow rate, allowing the controller to determine the actual flow rate of the gases. In order for thermistor 35 to maintain the difference temperature it will be necessary to occasionally determine the actual temperature of thermistor 35 while also heating thermistor 35. This may be achieved by removing the heating current from the thermistor temporarily and placing a low sensing voltage across thermistor 35 and sensing the current through thermistor 35. In this way the resistance of thermistor 35 can quickly be measured and a value of temperature deduced from previously stored characteristic temperature versus resistance data for thermistor 35. The sensing voltage may then be removed and the heating current reapplied if the predetermined temperature difference has not been achieved or controller 11 may delay applying further heating to thermistor 35 if the temperature difference has been met or exceeded.

As the exposed surfaces of flow probe 19 will generally be at a lower temperature than the humidified gases flow passing over it, condensation is likely to occur on its surfaces. It should be understood that any liquid water accumulating on the flow sensing thermistor 35 will adversely affect the flow rate reading as the liquid water will absorb some of the heat produced by the thermistor. In order to reduce or eliminate the occurrence of liquid water accumulation on the sensors, the flow probe according to the preferred embodiment of the present invention is provided with at least one "wing" or projecting tab means and in the example shown in Figures 1 and 2 two tab means (37, 38, 39 and 40) are shown per sensor housing means (although it may be possible to utilise one projecting tab means per sensor housing means). In cross-section each tab means is preferably rectangular and extends along the length of the sensor housing means from stem 31 to the sensing end of the sensor housing means (although it may not be necessary for the projecting tab means to extend the full length of the sensor housing means). In the preferred

embodiment the outer edge of the projecting tab means is substantially a constant distance from the centre line of the sensor housing means along its entire length. As the sensor housing means is tapered, the projecting tab means is therefore triangular in elevation extending preferably perpendicularly from the sensor housing means surface. Preferably the projecting tab means are integrally moulded with the flow probe 19, however, it would be possible to separately manufacture the projecting tab means and attach them to the surface of the sensor housing means.

With reference now also to Figures 3 and 4, in use, flow probe 19 is inserted into a sensor entry port 41 in a conduit connector 42. Sensor entry port 41 comprises a substantially cylindrical wall extending perpendicularly from conduit connector 42. Conduit connector 42 connects two conduits 43 and 44 of the breathing circuit or may alternatively be moulded as part of a conduit, for example, as part of inspiratory conduit 14. As may be seen most clearly in Figure 4, the flow probe 19 is positioned with relation to the gases flow (indicated by arrows) to ensure that the projecting tab means 37, 38, 39 and 40 are each aligned parallel to the gases flow. As condensation forms on the sensor housing means it is caused to run away from the sensor end 36 by the action of the gases flow passing over its surface combined with a localised region of low surface tension in the vicinity of the line of contact of the projecting tab means and the surface of the sensor housing means. Accordingly, condensate tends to flow along the line of intersection (for example line 45) away from sensor end 36 towards stem 31 as desired.

In order to ensure that, upon insertion of flow probe 19 into sensor entry port 41, the projecting tab means are correctly aligned with the gases flow (as incorrect alignment will not produce the desired affect of removing liquid from the sensor tip), the preferred embodiment of the present invention also includes a substantially "V" shaped locating tooth means 46 adjacent the stem 31 and also projecting from base portion 30. A complimentary substantially "V" shaped notch or fixed locating depression 47 is provided in the wall of sensor entry port 41. Accordingly, a user inserting the flow probe 19 will find that in order to fully and securely insert the flow probe into the conduit (or conduit connector), it will be necessary to rotate the flow probe until the locating tooth means 46 and locating depression 47 are combined at

which time the flow probe will be correctly aligned to ensure that condensation will tend to run away from the sensor tips as previously described.

Furthermore, in order to ensure that heat generated by the operation of the flow sensing thermistor 35 does not substantially impact upon the temperature sensing thermistor 34, it can be seen in Figure 4 that upon alignment of locating tooth means 46 and locating depression 47, the temperature and flow sensing thermistors are displaced across the gases flow (that is, they are not aligned in the direction of flow) so that they are each substantially unaffected by the others presence. Also, the heat producing flow sensing thermistor 35 is positioned upstream of the temperature sensing thermistor so that the generated heat is carried away from the temperature sensor by the gases flow.

An advantage of providing a reliable flow probe in the humidification apparatus according to the preferred form of the present invention is that the humidification apparatus can recognise conditions which would impair the humidification apparatus' performance (such as occurrences of suctioning, circuit disconnects and nebulising treatments) by monitoring the flow rate and or temperature for telltale indicative conditions. Once it is determined that a certain recognised condition is occurring, appropriate action may be taken (such as raising an alarm or removing heat from heater plate 9). The humidification apparatus could, for example, determine if the temperature probes have been incorrectly placed or removed from the circuit by, for example sensing no flow with an associated low (ambient) temperature.

The following are a number of preferred uses or applications for the flow probe according to the preferred form of the present invention.

#### **Humidifier Control System - Minimum Power Method**

An important parameter of the gases flow supplied to the patient 13 or other person in need of such gases is the humidity. It is well known that gases which are too dry (having a low relative humidity of between around 60% and 70%) can very quickly dehydrate the patient's airways causing discomfort. The controller 11 of the

humidification apparatus according to the preferred embodiment of the present invention preferably includes a control system which attempts to maintain the relative humidity of the gases flow at a desirable level (greater than about 90%). One situation where this type of control is desirable is where the temperature of the inlet gases to the humidification chamber 4 rises to a temperature similar to the gases outlet temperature. In this situation, as very little energy is required to be supplied to the gases (to raise their temperature), it is not possible to provide sufficient energy to the water 8 in the humidification chamber and therefore insufficient water vapour is available to humidify the gases, accordingly, while the temperature of gases supplied to the patient 13 is desirable, the relative humidity is not. When the incoming gases temperature is much less than the required outlet gases temperature then it can virtually be assumed that in the process of providing a large amount of energy in raising the gases temperature to the required value, much water will have been vaporised in the humidification chamber 4 and accordingly the relative humidity of the gases will be high.

In order to control the humidity of the gases flow reaching the patient, the humidification apparatus according to the present invention requires information relating to the flow rate of the gases. This may be achieved by inserting a flow probe, preferably as described above, into the gases flow. This control system will now be described with reference to the flow diagram of Figure 6.

The control system starts at block 49 with heater plate 9 being energised to provide heat to the water within the humidification chamber 4. At block 50 controller 11 reads a required humidity which has either been preset in memory by the manufacturer or has been input by a user via a user input such as user input 20 in Figure 5. At block 51 controller 11 receives information from flow sensing thermistor 35 in order to determine the flow rate of the gases flow (this may be accomplished as previously described). At block 52 controller 11 determines the minimum power required to generate the required humidity level in the gases flow at the sensed flow rate. This may be achieved by carrying out a calculation using a formula stored in memory or, preferably, a data storage means or memory device associated with the control means 11 has a data look up table of flow rates and their



associated minimum required power values at a number of desired humidity levels stored therein which is interrogated by the control means using the sensed flow rate and the required humidity value. Control means 11 could determine the required power level of heater plate 9 by sensing the gases flow rate and receiving a user input desired humidity level and calculating (or alternatively obtaining from a look up table of experimentally derived or previously calculated values) a required evaporation rate to obtain the desired humidity level at that flow rate. Controller 11 could then calculate (or alternatively obtain from a look up table of experimentally derived or previously calculated values) the power required to be supplied by heater plate 9 in order to produce the determined evaporation rate thus ensuring the required humidity level is achieved.

At block 53 (which is not an essential step in the method) the control means 11 controls the temperature of the gases leaving the outlet of the humidification chamber at a preset (either by the user or manufacturer) temperature (for example 37°C) in the known way by varying the heater plate 9 temperature or power with gases outlet temperature feedback supplied to the controller via temperature sensor 18 (or by the temperature sensing part of flow probe 19).

At block 54, the present power utilisation of the heater plate 9 is determined and a decision is made as to whether the present power utilisation of the heater plate is less than the value calculated at block 52. The present power utilisation could, for example be calculated by the controller 11 sensing the current supplied to the heater plate and multiplying this sensed current value by the voltage supplied to the heater plate. Alternatively, the heater plate average power could be determined by calculating the percentage of time for which the heater plate is energised and multiplying this by the rated power value of the heater plate. For example, if the heater plate is energised for 40% of the time and the rated power of the heater plate is 150 Watts then the average power utilised by the heater plate would be 60 Watts. It could be assumed that the heater plate voltage will be constant. If the presently determined power utilisation is not less than the minimum value determined to be necessary to provide the desired humidity level then control returns to block 50 where the previously described steps are repeated, the patient receiving appropriately

humidified gases, until the decision at block 54 reveals that the heater plate power consumption has dropped below the required level to supply adequately humidified gases.

At this point, control passes to block 55 where the power supplied to heater plate 9 is increased (for example by varying a pulse width modulated supply voltage to the heater plate or simply increasing a variable voltage supply) to the level determined in block 52 in order to ensure that the gases are adequately humidified. This will cause the outlet gases temperature to rise above the set temperature, however this is necessary in order to provide adequate humidity. A check is then made at block 56 (which is also not a required step in the method) to see if the outlet gases temperature has dropped below a predetermined temperature (say 37°C). If the outlet gases temperature has dropped below the predetermined temperature then it can be assumed that the gases will be receiving the required level of humidity as they are at a temperature sufficiently above the assumed gases inlet temperature. If the outlet gases temperature has not dropped to below the predetermined temperature then the calculated minimum power level continues to be supplied to the gases. It can therefore be seen that:

1) in the absence of a temperature sensor, the control system will continually supply to the heater plate the calculated minimum required power to achieve adequate humidification, or

2) where a temperature sensor is supplied, the control system will operate in two modes, a first "normal" mode where the outlet temperature is controlled in the known way to a desired temperature until the power utilisation of the heater plate drops to a level which indicates insufficient humidification at which point a new control mode operates to maintain the heater plate power usage at the calculated minimum level until the outlet gases temperature drops below a preset temperature indicating that the inlet gases temperature has dropped sufficiently to allow the humidification chamber to supply sufficient heat and humidity to the gases flow.

### Humidifier Control System - Desired Humidity Method

An alternative humidifier control system to that set out above will now be described with reference to Figure 7. According to this alternative preferred control system, it is possible to control the humidity of the gases leaving the humidification chamber 4 to any desired level at any gases flow rate. This is made possible by determining the gases flow rate, preferably using the flow probe described above, along with knowledge of the humidification chamber output versus flow and or breathing circuit characteristics.

An example of the humidification chamber output characteristics are shown in Figure 7 where it can be seen that for a given required gases humidity level, as gases flow rate is increased, the temperature of the gases at the humidification chamber outlet drops rather steeply and then settles to a substantially constant temperature. This information may be experimentally derived for a number of target gases outlet temperatures and humidity levels and recorded in a memory storage device (for example in the form of a look-up table or a number of look-up tables) searchable by control means 11.

In accordance with this control system, the user enters a desired humidity level to controller 11 by way of a user input device such as user input means 20 which may in this case comprise a dial or electronic key pad. The heater plate 9 is then energised to warm the water within humidification chamber 4 and temperature probe 18 (or the temperature sensing part of flow probe 19) is used to provide a sensed outlet gases temperature signal to control means 11. Utilising the present flow rate value sensed by flow probe 19 and the sensed temperature, controller 11 interrogates its memory device to determine the target outlet gases temperature required to achieve the desired humidity level at the present gases flow rate.

At this point control means 11 controls the energisation of heater plate 9 in order to obtain the determined target outlet gases temperature which will provide the required level of humidity at the present gases flow rate. Energisation of heater plate 9 may, for example, take the form of pulse width modulation of the voltage supply to vary the power supplied to the heater plate or alternatively a variable voltage supply

could supply the heater plate.

As changes are made in either the flow rate of the gases or in the user set desired humidity level, controller 11 automatically determines an updated target outlet gases temperature from its storage device and appropriately controls heater plate 9 to provide that outlet gases temperature.

For example, for a user set desired humidity level of 44mg  $H_2O$  per litre of gases and a sensed flow rate  $F_i$ , controller 11 will interrogate the tables in the storage device to determine a target gases outlet temperature of 37°C is required. Controller 11 then energises heater plate 9 in such a way (for example by PWM control of the supply voltage or current) that the outlet gases temperature sensed by temperature sensor 34 is substantially equal to the target temperature of 37°C resulting in the desired absolute humidity of 44mg  $H_2O$  per litre.

As an addition to this control system, the memory device associated with control means 11 could also be supplied with information relating to the condensation characteristics of the inspiratory conduit. A heater wire 15 may be energised by control means 11 to control the additional heating to the gases as they pass along the conduit to thereby reduce condensation in the conduit. This also reduces changes in the humidity level of the gases along the conduit (as less water will come out of the gases as condensation). In this control system controller 11 may adjust the heating supplied by heater wire 15 so that as well as controlling humidity of the gases flow the temperature may also be controlled (although in practice the heater wire could only supply a few degrees of temperature increase). However, controller 11 may also conceivably use the heater wire setting to reduce humidity of the gases if they were being supplied at an excess level (in order to produce gases of a sufficiently high temperature) by causing rain-out to occur. Control means 11 would then manipulate the heater plate and heater wire settings appropriately to provide the required gases humidity and temperature (set by a user) to the patient to the best of its ability.

### **Automated Humidification Apparatus - "Single Button Humidifier"**

As a result of implementing either of the above control systems in the humidification apparatus of Figure 5, it would be possible to provide a humidifier which was extremely simple to use, requiring minimal input from a user. An example of a simple to use humidification apparatus would be as shown in Figure 5 with the only user input being switch 20. Switch 20 would preferably have a number of states or positions corresponding to a predetermined number of gases delivery configurations. One gases delivery configuration could be Intubated Airways and another could be Intact Airways. For each position or state of switch 20, a corresponding optimally required humidity value and temperature value is stored in a memory associated with controller 11. For example, for the Intubated Airways configuration the optimal temperature may be about 37°C and the optimal humidity value about 44mg H<sub>2</sub>O per litre of gases while the Intact Airways optimal temperature may be about 32°C and the optimal humidity value about 30mg H<sub>2</sub>O per litre of gases.

By utilising either one of the above described control systems it would thus be possible to control operation of the humidification apparatus without further user intervention once the gases delivery configuration is known. The controller 11 would repeatedly sense outlet gases temperature and flow rate and adjust heater plate power and possibly heater wire setting to automatically provide optimal (or as near to optimal as possible) gases temperature and humidity to patient 13, independent of changes in flow rate or inlet gases temperature.

### **User Output - Temperature Display**

A further feature of the humidification apparatus according to a further aspect of the present invention is the incorporation of a display means 60 (Figure 5) for displaying to the user the gases temperature being supplied to the patient 13. It should be noted that this feature does not rely on the presence of a flow probe in the breathing circuit. Display means 60 is controlled by control means 11. It is known

that other respiratory humidifiers incorporate display means, however, the temperature which is displayed is invariably fixed at either the temperature of the gases at the patient end of inspiratory conduit 14 (as sensed by temperature sensor 17) or the temperature of the gases at the humidification chamber outlet (as sensed by temperature sensor 18).

Many health care professionals equate the displayed temperature with the amount of moisture contained in the gases. So long as the gases supplied to the patient are at 100% relative humidity (that is, the gases contain as much water vapour as they can possibly hold at their present temperature) then the temperature of the gases supplied to the patient would be clinically accurate. However, if the delivered gases contain less than the maximum possible amount of moisture at their present temperature, then a humidifier which simply displays the delivered gases temperature could mislead a health care professional into believing that the patient is receiving more humidity than they actually are.

In the preferred form of the present invention, the temperature which is displayed on display means 60 is either the temperature sensed by sensor 14 or sensor 18, whichever is the lowest. As an example, a gases outlet temperature of 37°C and an absolute humidity of 44mg H<sub>2</sub>O per litre of gases (approximately 100% relative humidity) may translate to an inspiratory conduit patient end temperature of 35°C and an absolute humidity of 35mg H<sub>2</sub>O per litre of gases at the patient. Accordingly 9mg H<sub>2</sub>O per litre of gases is condensing in the inspiratory conduit while the gas remains at approximately 100% relative humidity along the conduit due to the drop in temperature. In this situation, the appropriate temperature to display to the user is 35°C as a gas at a relative humidity of 100% at this temperature contains the amount of moisture indicated by a temperature of 35°C.

If however the gases outlet temperature was 37°C with an absolute humidity of 44mg H<sub>2</sub>O per litre of gases (100% relative humidity) and the patient end temperature was 39°C with an absolute humidity of 44mg H<sub>2</sub>O per litre of gases then the most clinically relevant temperature to display would be 37°C. This is because the gases arriving at the patient will no longer be at 100% relative humidity as no extra moisture has been provided to the gases along the inspiratory conduit

although the gases have risen in temperature. The absolute humidity of the gases arriving at the patient is actually associated with a gases temperature of 37°C as this is the temperature corresponding to the amount of moisture within the humidified gases. In any event, as the patient end temperature is often measured at a distance of up to 30cm from the patient, by the time the gases arrive at the patient they have often dropped and so the lower temperature of 37°C is even more relevant to health care professionals.

#### Automatic No Flow Standby Mode

As has previously been mentioned, in many existing humidification systems, the controller simply senses temperature in order to adjust power delivered by the humidifier heater plate 9 and/or conduit heater wire 15. In a situation where the gases supply means or blower 1 is disconnected from the breathing circuit these types of controllers will sense a lack of temperature as there will be no gases flow passing the temperature sensor. The controller then attempts to increase the temperature of the gases (which it assumes are still flowing in the breathing circuit) by increasing the power supplied to heater plate 9 and/or heater wire 15. As the temperature sensors are not able to register any increase in temperature of the "flow", the controller 11 may continue to increase the power supplied to heating the non-existent gases flow to a dangerous level. If the gases supply is then re-established, the gases supplied to the patient could be at an unsafe temperature.

In order to avoid the above series of events occurring, the flow sensor according to the preferred form of the present invention could be incorporated into a humidification system. The controller could then determine if the humidifier has sufficient gases flow (say, for example 1.5 litres per minute) for normal safe operation. If the gases flow is found to be insufficient then the humidifier could be placed into a safe mode of operation. The safe mode could include a limit on heater plate 9 temperature and/or limits on the duty cycle of voltage supplied to heater plate 9 and/or heater wire 15 (that is, control of power levels).

### Humidity Alarm

It is believed that an alarm (such as an audible and/or visual alarm) should be provided in a humidification system to warn the patient (or health care professional) when the gases supplied to the patient have been below (or above) the required humidity level for a period of time. It has been found that the alarm should be set to go off after a period of time which is dependent on the difference between the required humidity and the actual humidity level being supplied to the patient. The larger the difference, the sooner the alarm should occur.

Figure 8 shows one possible graphical example of how the time delay may be set, based on the patient's physiological humidity needs. A number of different such "humidity profiles" could be stored in a memory device, each one based around a predetermined required humidity value (the example shows a required humidity value of 37°C). The relationship between temperature difference and time to alarm could conveniently be expressed in a table format stored in, for example, ROM (Read Only Memory) to be read by control means 11 such that the control means determines the humidity difference, looks up that difference in a table (the table selected depending on the required humidity value) which provides the appropriate time to wait before issuing the alarm. An alternative to measuring the humidity of the gases supplied is to monitor the actual dew point (temperature at which condensation starts to occur) of the gases and to determine the difference between the actual dewpoint and the required or optimal dewpoint (for example 37°C). The actual dew point could, for example be assumed to be the lower of the humidification chamber 4 temperature and the conduit 14 temperature.

### Water Out Alarm

In a respiratory humidification system incorporating a humidification chamber 4, it is imperative that a certain minimum level of water is maintained in order for the humidifier to have the ability to supply water vapour to the gases supply. Accordingly, the health care professional administering humidified gases to



the patient should occasionally check the water level and add more water when required. This job is sometimes overlooked.

It is possible to utilise flow probe 19 in a humidification system which automatically determines when the water level drops to an insufficient level and raises an alarm. Preferably, the heater plate 9 temperature, the humidification chamber 4 temperature (or chamber outlet temperature) and heater plate 9 power requirement (the amount of power presently being supplied to the heater plate) are all monitored and utilised in the following equation to provide a value for Thermal Conductivity:

$$\text{Thermal Conductivity} = \frac{\text{Heater Plate Power Requirement}}{\text{Heater Plate Temperature} - \text{Chamber Temperature}}$$

Controller 11 compares the calculated thermal conductivity value to a predetermined threshold value (which itself is dependent on the gases flow rate determined by flow probe 19) which may be experimentally determined at various gases flow rates. The calculated Thermal Conductivity value could for example, be updated every 5 minutes for example and an alarm could, for example, be raised after a period of 5 or 10 minutes have elapsed from the calculated Thermal Conductivity value dropping below the threshold (alternatively the alarm could be issued immediately). The following are experimentally determined examples of Thermal Conductivity values and preferred example threshold values at different flow rates:

*Flow rate = 10 litres/minute*

Thermal Conductivity = 1.26 W/°C (with sufficient water in chamber 4)

Thermal Conductivity = 0.26 W/°C (without water in chamber 4)

Predetermined threshold = 0.5 W/°C

*Flow rate = 40 litres/minute*

Thermal Conductivity = 1.81 W/°C (with sufficient water in chamber 4)

Thermal Conductivity =  $0.42 \text{ W/}^{\circ}\text{C}$  (without water in chamber 4)

Predetermined threshold =  $0.8 \text{ W/}^{\circ}\text{C}$

The predetermined threshold values at a number of flow rates could be stored in ROM accessible by controller 11 so that the controller would simply determine the present flow rate of the gases, calculate the value of Thermal Conductivity, access the table in ROM based on the present flow rate and read out the associated predetermined threshold value. If the calculated threshold value is greater than the calculated Thermal Conductivity value then controller 11 would wait the predetermined period of time (for example, 5 or 10 minutes) before issuing an alarm so that the water level could then be topped up without a loss of humidity in the gases being delivered to the patient.

#### Chamber Set-Point Tracking

In a respiratory humidification system including a conduit heater wire, temperature and humidity are usually controlled so that gases supplied to the patient arrive at required temperature and humidity levels. In some situations the conduit heater wire 15 supplies sufficient energy to raise the temperature of the gases in the breathing circuit to achieve the desired temperature at the patient. On some occasions, the limited power available from the conduit heater wire (even at 100% duty cycle) is insufficient to raise the gases temperature to the required temperature of gases for the patient. More particularly, the inability of these humidification systems to maintain the required gases temperature at the patient end of conduit 14 usually results in condensation or "rain-out" occurring in the conduit due to the humidified gases giving up too much of their heat to the conduit walls. The controller according to a further preferred embodiment of the present invention includes a system to minimise or alleviate the above problem.

Accordingly, rather than attempting to maintain the patient gases temperature at a desired level, the respiratory humidification system according to a preferred form of the present invention attempts to maintain a "temperature gradient" along

the length of conduit 14 and adjusts the required patient temperature (or "Airway set-point") accordingly. The Airway set-point value is calculated as follows:

$$\text{Airway set-point} = \text{chamber outlet temperature} + \text{offset}$$

Where the value of "offset" is for example 3°C and equates to the desired temperature gradient required along the conduit 14. It should be noted that the value of "offset" chosen is dependent on the physical properties and configuration of the conduit.

For example, for an offset of 3°C and a humidification chamber 4 outlet gases temperature of 37°C, the heater wire 15 will be energised appropriately (for example by adjusting its duty cycle) to maintain the temperature of gases supplied to the patient at 40°C. Similarly, if the chamber outlet temperature dropped to 31°C then the temperature of gases supplied to the patient would be controlled to arrive at 34°C. In both instances, a temperature gradient or difference of +3°C is maintained along the conduit minimising or eliminating condensation.

If it is found that the required offset value is not maintainable (that is, the heater wire is incapable of raising the temperature of the gases in the conduit to the calculated required value sensed by, for example a temperature sensor near the patient end of conduit 14) then controller 11 will decrease the humidification chamber outlet temperature (by for example, reducing the duty cycle of power supplied to heater plate 9) in order to maintain the required offset temperature along the conduit. As an example, the controller could be programmed to begin to drop the humidification chamber outlet temperature in 0.5°C steps (to a minimum of for example 35.5°C) if the offset temperature value is not maintainable at at least 2°C for 15 minutes. For example, for an offset value of 3°C and an initial chamber outlet temperature of 37°C, the gases supplied to the patient should be controlled to arrive at 40°C. If however the gases arriving at the patient are at 38.6°C (an actual offset or difference of only 1.6°C), then controller 11 will drop the humidification chamber outlet temperature to 36.5°C after 15 minutes. The above calculations will then be repeated and if the temperature of gases reaching the patient is not maintainable at

39.5°C then controller 11 will again consider dropping the humidification chamber temperature. This process will be repeated until a humidification chamber outlet temperature is reached at which the required conduit offset temperature can be maintained. Furthermore, the controller 11 could then attempt to raise the humidification chamber outlet gases temperature so that the gases supplied to the patient can again be established at a required temperature but only if this can be accomplished under the offset temperature constraint. This would only be possible if ambient circumstances had changed.

Thus, at least in the preferred form, the present invention incorporating all or some of the above described features provides a respiratory humidification system which enables humidity and/or temperature control of the humidified gases to be achieved. The gases flow probed according to one embodiment of the present invention enables accurate flow rate measurements to be made without condensation affecting the sensor. In part this increased accuracy is also due to the locating system which ensures correct alignment of the flow and/or temperature probe in the gases flow. Due to the ability to accurately sense flow rate with this flow sensor, the control systems according to the present invention are able to provide a gases flow to the patient which is controlled to a required humidity. The flow rate sensor also enables "automatic" control to be achieved whereby the user is not required to constantly monitor the output of the humidifier and to alter inputs to achieve desired changes, the user is merely required to inform the humidifier of the patient's gases delivery situation and the humidifier is able to provide the required gases temperature and humidity without further user input. The humidifier also displays a gases temperature value which is clinically relevant to the gases reaching the patient. In addition, the respiratory humidification according to other preferred embodiments of the present invention encompasses various safety improvements over the prior art.

#### 4. Brief Description of Drawings

The invention consists in the foregoing and also envisages constructions of which the following gives examples only.

One preferred form of the present invention will now be described with reference to the accompanying drawings in which;

Figure 1 is a front elevation of a flow probe constructed according to one preferred embodiment of the present invention,

Figure 2 is a view from below of the flow probe of Figure 1,

Figure 3 is a cross-sectional side elevation of a breathing circuit showing the flow probe of Figure 1 installed within the conduit,

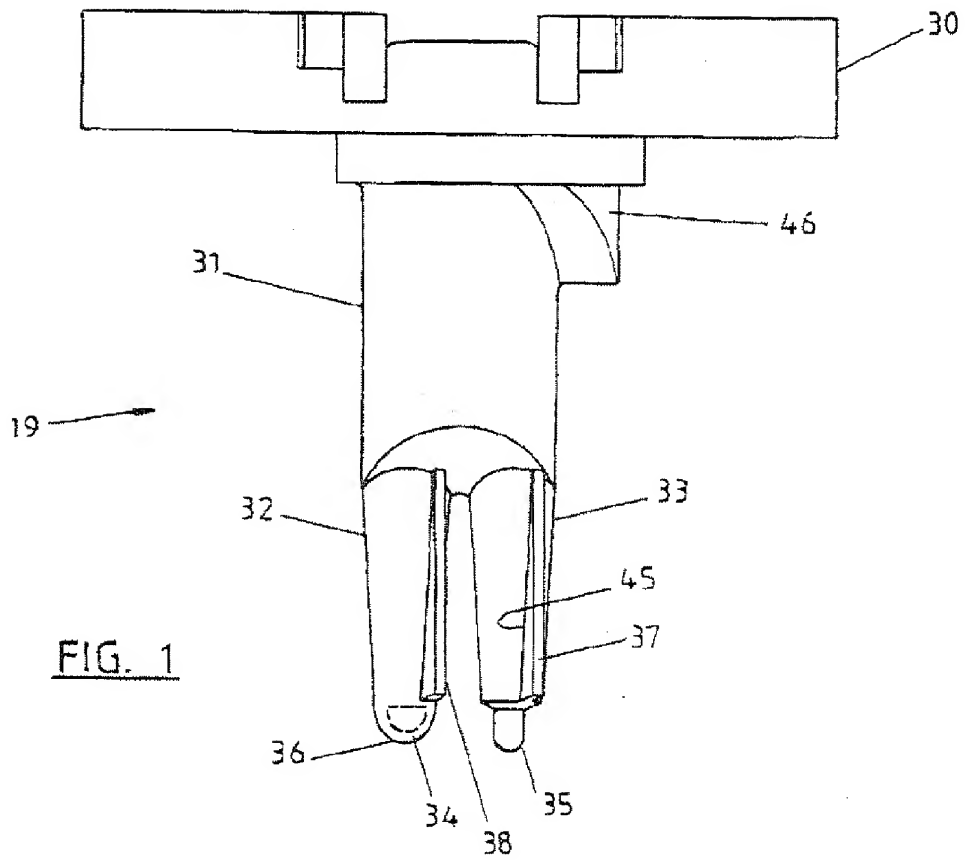
Figure 4 is a cross-sectional view from below of the breathing circuit of Figure 3 showing the flow probe of Figure 1 installed in the conduit,

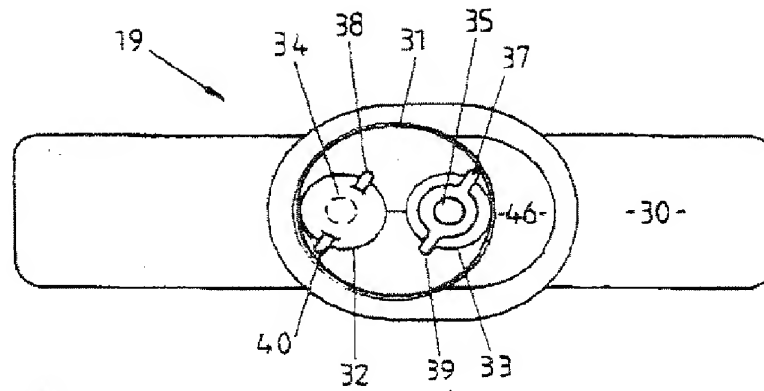
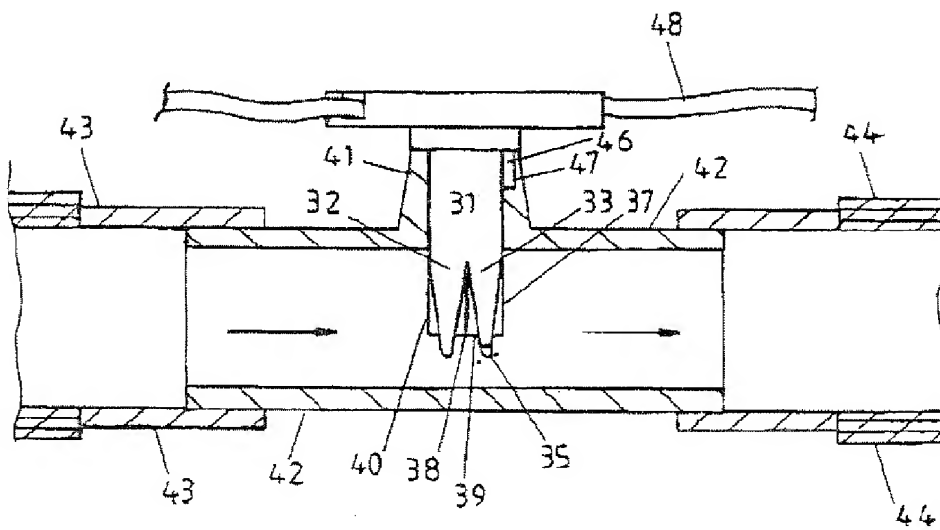
Figure 5 is a schematic diagram of a respiratory humidification system incorporating the flow probe of Figure 1,

Figure 6 is a flow diagram of one preferred embodiment of a humidity and temperature control system utilised in the respiratory humidification system shown in Figure 5,

Figure 7 is a graph of the target outlet temperature required (for a desired humidity level) versus flow rate illustrating one preferred embodiment of a humidity and/or temperature control system utilised in the respiratory humidification system shown in Figure 5, and

Figure 8 is a graph of humidity (or dewpoint) versus time to alarm in an example humidification system such as that shown in Figure 5.



FIG. 2FIG. 3







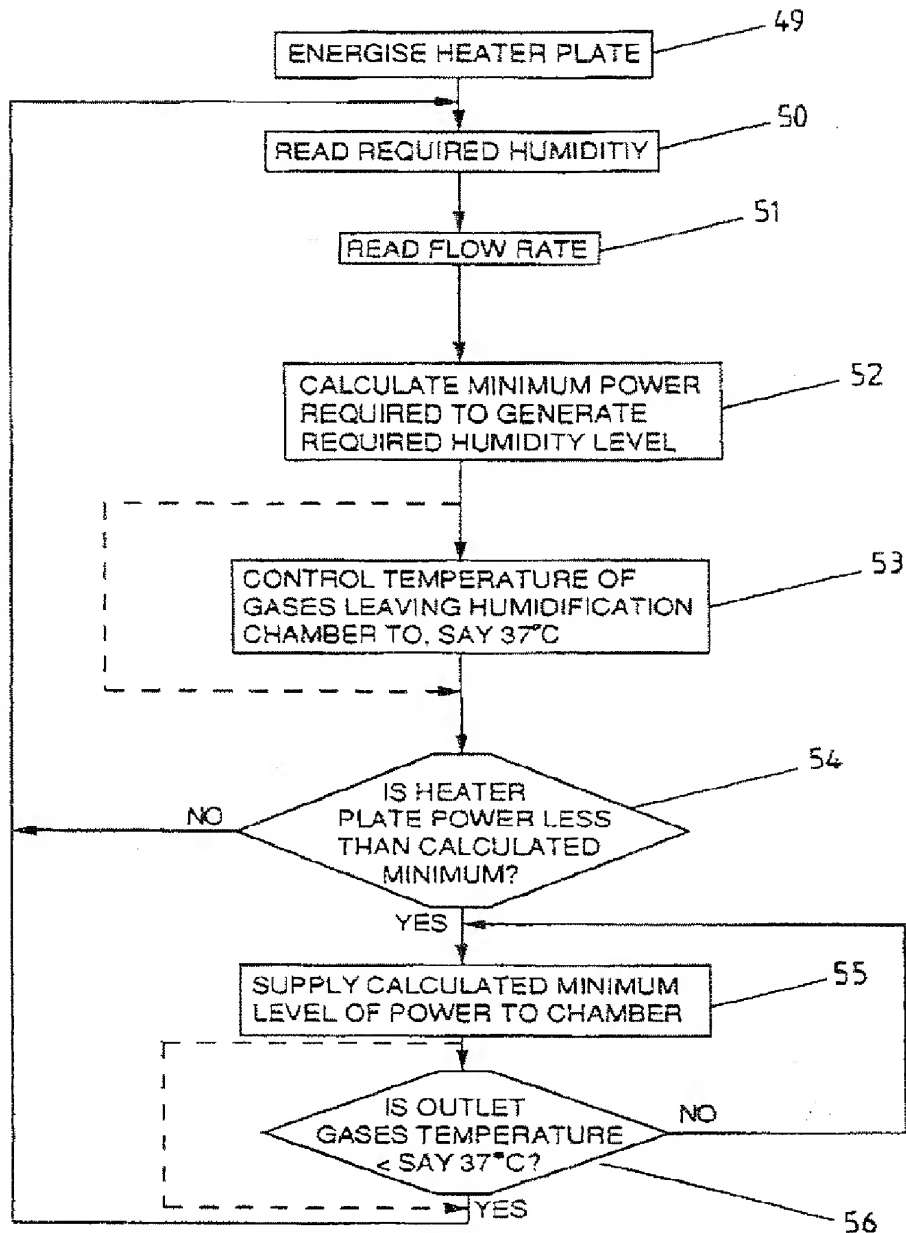
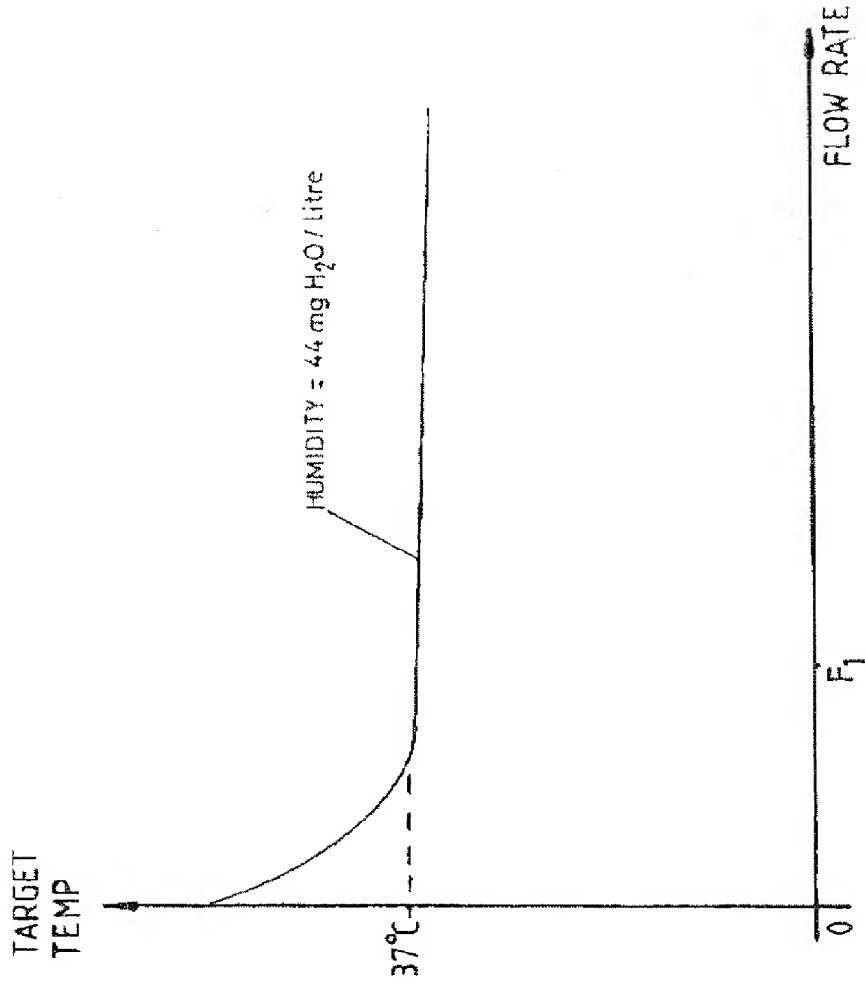
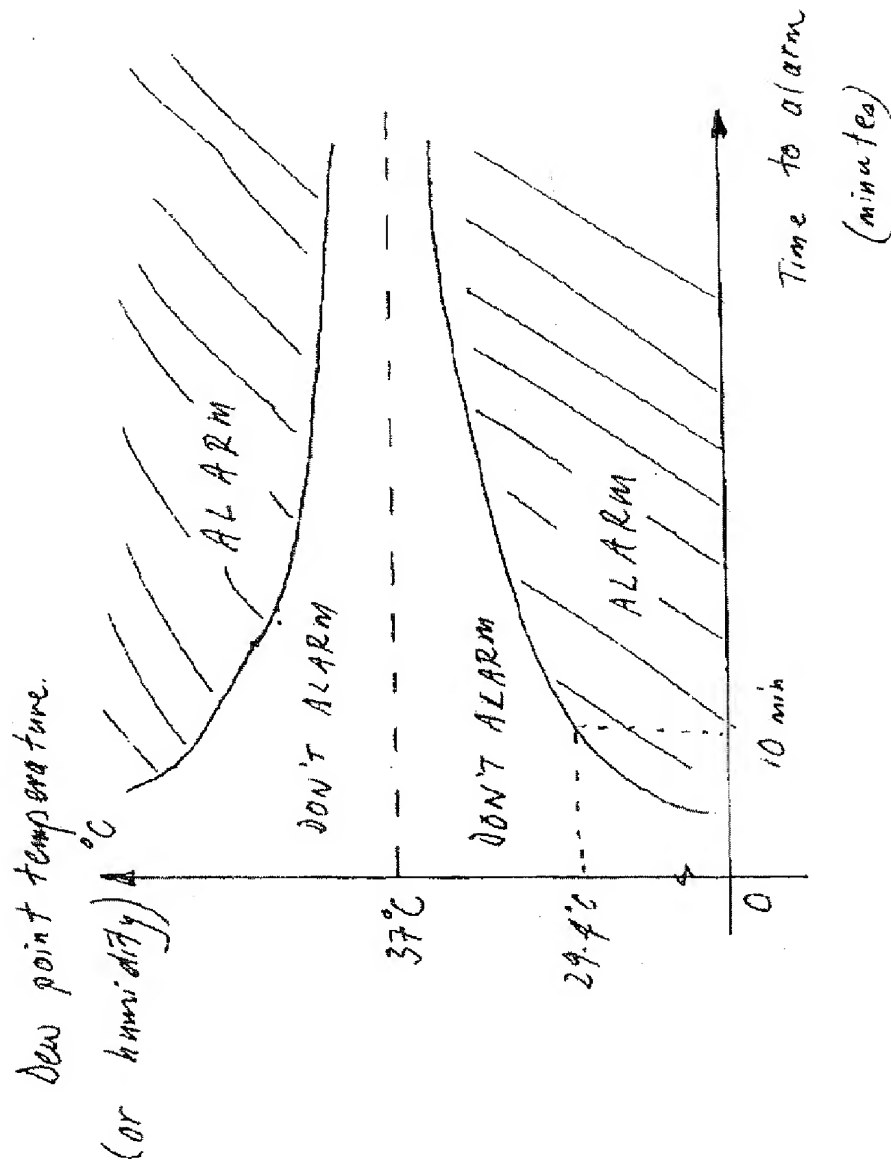


FIG. 6

FIG. 7

FIG 8

## 1. Abstract

The flow probe is adapted to be positioned in a humidified gases flow (for example oxygen or anaesthetic gases) such as that which is provided to a patient in a hospital environment. The flow probe is designed to provide both temperature and flow rate sensing of the gases flow by incorporating two sensors (preferably thermistors) and the shape and alignment of the probe enables accurate readings by reducing the occurrence of condensation on the sensors. A number of possible applications are disclosed wherein the flow sensor is included in humidification control systems which provide a patient with a desired humidity level or simplify the amount of user input required or wherein the flow sensor provides a controller with flow information which may then be used to determine certain, possibly dangerous, conditions.

## 2. Representative Drawing

F i g . 5